



# Etablissement de références dosimétriques dans les faisceaux de rayons X de hautes énergies et de très petites sections ( $< 1\text{cm}^2$ ) pour la radiothérapie

Stéphane Dufreneix

## ► To cite this version:

Stéphane Dufreneix. Etablissement de références dosimétriques dans les faisceaux de rayons X de hautes énergies et de très petites sections ( $< 1\text{cm}^2$ ) pour la radiothérapie. Médecine nucléaire. Université Paris Sud - Paris XI, 2014. Français. NNT : 2014PA112416 . tel-01127240

**HAL Id: tel-01127240**

**<https://theses.hal.science/tel-01127240>**

Submitted on 7 Mar 2015

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ PARIS-SUD

ÉCOLE DOCTORALE 534 :

MODÉLISATION ET INSTRUMENTATION EN PHYSIQUE, ÉNERGIES, GÉOSCIENCES  
ET ENVIRONNEMENT

Laboratoire de Métrologie de la Dose du Laboratoire National Henri Becquerel

## THÈSE DE DOCTORAT

PHYSIQUE

par

**Stéphane DUFRENEIX**

Etablissement de références dosimétriques dans les faisceaux  
de rayons X hautes énergies et de très petites sections  
( $<1 \text{ cm}^2$ ) pour la radiothérapie

**Date de soutenance : 17/12/2014**

### Composition du jury :

Directeur de thèse :	Jean-Marc BORDY	HDR (LNHB, CEA Saclay, Gif sur Yvette)
Rapporteurs :	Michel BOURGUIGNON	Professeur (Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire, Fontenay aux Roses)
	Jean-Pierre MANENS	Physicien Médical, HDR (Centre de lutte contre le cancer Eugène Marquis, Rennes)
Examineurs :	Régine GSCHWIND	Professeur (Université de Franche-Comté, Montbéliard)
	Patrick PUZO	Professeur (Université Paris Sud, Orsay)
Membres invités :	Aimé OSTROWSKY	Ingénieur de recherche (LNHB, CEA Saclay, Gif sur Yvette)



## Remerciements

*Et ça y'est, trois années se sont écoulées. Trois ans riches en rencontres ayant chacune contribué, à sa manière, à l'aboutissement de ce travail. Il est donc difficile de trouver les mots justes et de nommer tout le monde mais je vais tâcher de faire au mieux :*

*Tout d'abord, je tiens à remercier François Damoy, Loic De Carlan et Valentin Blideanu, chefs du Laboratoire National Henri Becquerel et/ou du Laboratoire de Métrologie de la Dose pour m'avoir permis d'entrer au CEA mais aussi de le quitter lorsque je souhaitais partir en conférence. Merci à Jean-Marc pour m'avoir soutenu et avoir toujours répondu présent lorsque j'en avais besoin. J'exprime enfin un profond respect et une grande reconnaissance à l'ensemble des membres du jury pour avoir examiné ce travail.*

*S'il ne fallait en remercier qu'un, ça serait lui : un énorme merci à Aimé pour m'avoir mis sur les rails et accompagné pendant deux ans et demi. Sa pédagogie, ses immenses connaissances scientifiques, son ingéniosité et son audace m'ont permis d'aller toujours plus loin. Bonne retraite à toi et à bientôt sur les pistes.*

*D'autres personnes ont (largement) participé à cette étude et m'ont introduit dans le monde de la métrologie : Line, qui m'a patiemment appris à faire des mesures dignes de ce nom ; Jean, qui m'a initié aux simulations Monte Carlo ; Benjamin, sans qui j'aurais rapidement supprimé Root de mon ordinateur ; Frank, qui m'a fait découvrir l'existence du pour-mille ; Josiane, qui a toujours eu des remarques pertinentes sur les documents que je lui donnais ; les Marc qui m'ont permis de faire des mesures aux RX et au  $^{60}\text{Co}$ . Sans leur aide, tous mes résultats auraient une incertitude type d'au moins 20 %...*

*Merci enfin à ceux qui ont eu le courage de relire ce manuscrit : Jean-Marc, Josiane, Benjamin, Bruno, Jean, Frank, Maïwenn et Aimé.*

*J'ai eu un immense plaisir à partager le bureau d'Isabelle qui a su (entre autres) trouver les mots justes dans mes moments de doute ; nos discussions vont me manquer. En me faisant découvrir la CRF13 et en partageant les p'tits dej' chez Françoise, Christel est devenue une amie précieuse. Les conseils d'ancienne thésarde de Maïwenn m'auront été très utiles et ses histoires d'animaux de compagnie m'auront bien fait rire. Fabien a toujours su me divertir et les passages dans le Jura, à Berlin ou au ski auront été d'excellentes coupures. Nicolas et Estelle m'auront montré la route à suivre. J'ai également eu la chance de pouvoir partager mes aventures de doctorant avec Sybelle, ce qui m'a facilité le passage de certaines étapes. Le relais est maintenant dans les mains de Captain Abdullah à qui je souhaite le meilleur pour la suite.*

*Merci à tous ceux qui ont amené des gâteaux.*

*Il y a plusieurs personnes en dehors du labo qui m'ont permis d'arriver jusque-là et envers qui je suis reconnaissant : Léone et Stéphane m'ont orienté vers la thèse, choix confirmé ensuite lors de discussions avec les physiciens de l'ICO René Gauducheau. Les choses auraient par ailleurs été probablement bien différentes sans mes amis de fac, Romain et le cochon-qui-sait-compter, Maxime et sa famille, les JC et les répètes du jeudi soir, Matthieu et le voyage en Indonésie, Arnaud et les bières au Bowler, Pierre et les tulipes, les bénévoles de la CRF13. Merci énormément à tous pour m'avoir changé les idées.*

*Parce qu'ils ont eu leurs yeux de chouette grands ouverts lorsque j'étais au nid et parce que leur soutien est continu et infaillible depuis toujours, je voudrais remercier mes parents. La vie aurait également beaucoup moins de couleurs sans le reste de la CD3C : Sandra et Florence.*

*Enfin, il y a une personne qui a écouté mes états d'âme des heures durant, qui a accepté que je parte en vacances avec mon ordinateur et qui m'a supporté pendant mes périodes de stress. Pour avoir enduré tout ça, pour tes conseils, ton réconfort, ton incroyable gentillesse et pour tout le reste dont il est impossible de mettre des mots, merci Laurence.*

Introduction .....	1
Chapitre 1 : objet de l'étude.....	5
1.1. La radiothérapie.....	6
1.1.1. Généralités .....	6
1.1.2. Evolution des traitements.....	7
1.2. L'établissement et le transfert de références dosimétriques.....	8
1.2.1. Etablissement d'une référence à l'aide d'un dosimètre primaire.....	8
1.2.2. Etalonnage d'une chambre d'ionisation dans les conditions de référence en champ large.....	11
1.2.3. Etat de l'art au LNHB .....	12
1.2.4. Traçabilité de la dose absorbée en milieu hospitalier .....	13
1.3. Les mini-faisceaux .....	14
1.3.1. Problématique .....	14
1.3.1.1. Physique des mini-faisceaux .....	14
1.3.1.2. Taille du dosimètre .....	15
1.3.1.3. Conséquences.....	16
1.3.2. Solutions proposées .....	17
1.3.2.1. Modification du formalisme .....	17
1.3.2.2. Utilisation d'une grandeur intégrale.....	18
Chapitre 2 : matériels et code Monte Carlo utilisés.....	21
2.1. Construction d'un calorimètre de grand diamètre.....	22
2.1.1. Généralités .....	22
2.1.2. Choix des constituants.....	22
2.1.2.1. Résines .....	22
2.1.2.2. Pièces en graphite .....	23
2.1.2.3. Thermistances .....	24
2.1.3. Montage .....	26
2.1.3.1. Implantation des thermistances .....	26
2.1.3.2. Assemblage des trois corps du calorimètre .....	27
2.1.3.3. Détermination de la masse de l'absorbeur .....	28
2.1.4. Principe de mesure .....	30
2.1.4.1. Câblage électrique.....	30
2.1.4.2. Détermination du débit de dose absorbée .....	31

2.1.4.3.	Résistance des fils des thermistances .....	33
2.2.	Description des dosimètres relatifs .....	34
2.2.1.	Construction de la chambre de référence de grand diamètre du LNHB .....	34
2.2.2.	Choix des dosimètres pour la correction de profil.....	36
2.2.2.1.	Chambre d'ionisation PinPoint .....	37
2.2.2.2.	Dosimètre diamant.....	38
2.2.2.3.	Films gafchromiques EBT3.....	39
2.3.	L'accélérateur Saturne 43.....	39
2.3.1.	Description générale .....	39
2.3.2.	Utilisation d'un collimateur additionnel .....	40
2.3.3.	Monitoring du faisceau.....	41
2.4.	Les simulations Monte Carlo.....	42
2.4.1.	Description du code PENELOPE .....	43
2.4.1.1.	Fichier géométrie .....	43
2.4.1.2.	Fichier matériau .....	45
2.4.1.3.	Fichier de lancement .....	46
2.4.2.	Techniques de réduction de variance .....	47
2.4.2.1.	Paramètres étudiés.....	47
2.4.2.2.	Techniques disponibles dans la version parallèle .....	47
2.4.2.3.	Suivi des électrons.....	49
Chapitre 3 : mise en œuvre des dosimètres et mesures dans les mini-faisceaux .....		51
3.1.	Le calorimètre GR11.....	52
3.1.1.	Comparaison avec les GR09 et GR10 .....	52
3.1.2.	Mesures dans les mini-faisceaux .....	54
3.2.	La chambre SV-PMMA .....	56
3.2.1.	Stabilité dans l'eau.....	56
3.2.2.	Paliers en tension .....	59
3.2.3.	Mesures dans les mini-faisceaux .....	60
3.2.3.1.	Incertitude sur le positionnement .....	60
3.2.3.2.	Indice de qualité .....	61
3.2.3.3.	Variation de la dose absorbée en profondeur .....	61
3.3.	Les films EBT3.....	63
3.3.1.	Précautions générales .....	63
3.3.2.	Protocole d'utilisation.....	64

3.3.3.	Passage en densité optique et en dose absorbée.....	67
3.3.4.	Réponse en fonction du débit .....	69
3.3.5.	Réponse en fonction de l'énergie.....	70
3.3.6.	Mesure de profils .....	73
3.3.6.1.	En champ 10 cm x 10 cm .....	73
3.3.6.2.	Dans les mini-faisceaux.....	74
Chapitre 4 : établissement des références dosimétriques pour les mini-faisceaux.....		79
4.1.	Validation des simulations et calcul des facteurs de transfert.....	80
4.1.1.	Géométries et paramètres de simulation utilisés.....	80
4.1.2.	Comparaison aux mesures .....	81
4.1.2.1.	Dans le champ de 2 cm de diamètre.....	81
4.1.2.2.	Dans les champs de 1 et 0.75 cm de diamètre .....	84
4.1.3.	Facteurs de transfert eau / absorbeur .....	86
4.2.	Validation de la nouvelle approche dans le champ de 2 cm de diamètre .....	87
4.2.1.	Rapport GR10/GR11 simulé et mesuré .....	87
4.2.2.	Comparaison du GR10 et du GR11 en termes de dose absorbée en un point....	88
4.2.2.1.	Détermination de la correction de profil.....	88
4.2.2.2.	Reproductibilité du faisceau.....	91
4.2.2.3.	Coefficients d'étalonnage établis .....	93
4.3.	Coefficients d'étalonnages en termes de produit dose-surface en champ de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre.....	94
4.3.1.	Chambre SV-PMMA .....	95
4.3.2.	Chambre PTW_34070 .....	97
Conclusion .....		101
Bibliographie .....		105
Annexes .....		113
Liste des communications .....		121









# **Introduction**

En 2008, les cancers constituaient la première cause de mortalité dans la population française, entraînant 29.6 % du total des décès [1]. Cependant, depuis 2005 le taux d'incidence<sup>1</sup> est en diminution chez les hommes et quasi stable chez les femmes [2] et la survie des patients après traitement s'améliore grâce à une détection plus précoce et une meilleure prise en charge [3]. La radiothérapie fait partie des techniques de traitement les plus courantes [4] avec une prise en charge de 48.7 % des patients [5]. Elle utilise des rayonnements ionisants qui, s'ils sont bien ciblés sur la tumeur et délivrés en quantité précise, vont permettre de détruire les cellules tumorales tout en limitant les dommages aux tissus sains environnants.

D'un point de vue physique, la grandeur de référence en radiothérapie est la dose absorbée dans l'eau définie en un point. Elle correspond à l'énergie communiquée à la matière par le rayonnement considéré par unité de masse. Pour la mesurer, il existe des dosimètres, dits primaires, dont la lecture peut être directement reliée à une valeur de dose absorbée sans coefficient d'étalonnage de nature dosimétrique. Ils sont cependant trop complexes à construire et à utiliser en milieu hospitalier. Pour déterminer la dose délivrée par chaque appareil de traitement, les physiciens médicaux utilisent donc des dosimètres dits secondaires, qui nécessitent un étalonnage.

En tant que laboratoire national pour la métrologie des rayonnements ionisants, le Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB) conçoit et fabrique des dosimètres primaires qu'il utilise pour effectuer des mesures dosimétriques absolues et ainsi établir des références de dose absorbée dans l'eau pour différents types de faisceaux d'irradiation. Il a pour mission de transférer ces valeurs de référence aux utilisateurs via l'émission de certificats d'étalonnage associés à une incertitude la plus faible possible.

Les références dosimétriques actuelles sont établies dans un faisceau carré de 10 cm de côté [6], qui correspondait à une taille de champ couramment utilisée aux débuts de la radiothérapie. Cependant, du fait des évolutions technologiques et des besoins cliniques, la taille des faisceaux d'irradiation délivrés par les appareils de traitement a fortement diminué au cours des dernières années jusqu'à n'atteindre aujourd'hui que quelques millimètres dans certains cas. La traçabilité de la dose absorbée à un étalon national dans de tels faisceaux devient alors complexe puisque les conditions de référence utilisées pour l'étalonnage du dosimètre s'éloignent de la mesure en milieu clinique. Afin de limiter ces différences, le LNHB a établi il y a quelques années des références dosimétriques dans des champs carrés de 4 et 2 cm de côté [7].

Cette thèse poursuit le même objectif, à savoir rapprocher les conditions d'étalonnage des dosimètres secondaires aux caractéristiques des faisceaux couramment utilisés en milieu hospitalier. La problématique est cependant différente : l'établissement de références dosimétriques dans des faisceaux carrés de 4 et 2 cm de côté a été possible grâce à la miniaturisation du dosimètre primaire. Le faisceau étant alors bien plus grand que le dosimètre, l'indication donnée par ce dernier donne accès à une grandeur dosimétrique ponctuelle et la dose absorbée dans l'eau en un point reste mesurable. Dans le cas de tailles de champ inférieures, les dimensions du petit dosimètre primaire sont proches de celles du faisceau, rendant la détermination de la dose absorbée dans l'eau difficile. La miniaturisation des dosimètres primaires ayant atteint sa limite, une nouvelle approche doit être introduite.

---

<sup>1</sup> Le taux d'incidence correspond au nombre de nouveaux cas observés divisé par la taille de la population observée et la durée de la période d'observation

Le LNHB a proposé d'utiliser des dosimètres plus grands que le faisceau d'irradiation. Cette méthode nécessite l'introduction d'une nouvelle grandeur dosimétrique, nommée produit dose-surface.

Ce document est divisé en quatre parties traitant chacune d'un aspect de l'utilisation de cette nouvelle grandeur :

- Le premier chapitre décrit l'objet de cette étude en détaillant la chaîne métrologique du laboratoire primaire. L'évolution technologique de ces dernières années en radiothérapie y est également présentée, ainsi que la problématique posée par la mesure de la dose absorbée en un point dans les faisceaux de très petite section. La nouvelle approche proposée est décrite avec les objectifs de la thèse.
- Le deuxième chapitre présente le matériel et le code Monte Carlo qui ont été utilisés. Plusieurs dosimètres ont en effet été spécialement construits pour ce projet : un dosimètre primaire (calorimètre graphite) et une chambre d'ionisation plate parallèle de grande section ont été conçus et montés au laboratoire. D'autres dosimètres ont également été utilisés pour déterminer le plus précisément possible les profils de dose des mini-faisceaux en vue de relier la nouvelle grandeur dosimétrique à une dose absorbée en un point. Enfin, les données d'entrée et les paramètres généraux utilisés lors des simulations Monte Carlo sont indiqués à la fin de ce chapitre.
- Le troisième chapitre détaille tout d'abord les techniques de mise en œuvre des dosimètres. Les caractéristiques de la chambre d'ionisation développée au LNHB ont été déterminées dans un premier temps dans des faisceaux de grandes sections. Une étude a également été menée sur les films gafchromiques EBT3 pour leur mise en service au laboratoire. Les résultats des mesures réalisées dans les mini-faisceaux sont enfin présentés.
- Le quatrième chapitre regroupe les résultats ayant permis d'établir les références dosimétriques pour les mini-faisceaux en utilisant la nouvelle grandeur. Les résultats des simulations y sont d'abord décrits avant de présenter la comparaison de la méthode classique (utilisant la dose absorbée en un point) avec la nouvelle (utilisant le produit dose-surface) dans un champ de 2 cm de diamètre pour lequel les deux approches sont utilisables. Les coefficients d'étalonnage établis dans des mini-faisceaux de 2, 1 et 0.75 cm de diamètres sont ensuite fournis en termes de produit dose-surface.

Le LNE (Laboratoire National de métrologie et d'Essais) et le CEA (Commissariat à l'Energie Atomique et aux Energies Alternatives) ont contribué au financement de cette étude. Ces travaux s'inscrivent également dans un projet plus large du programme européen de recherche en métrologie (EMRP, EURAMET) regroupant les laboratoires nationaux de métrologie européens. Cette thèse s'intègre dans le work package 2 : « New integral quantities for high-energy X-ray small fields » coordonné par le LNHB et a ainsi bénéficié d'un financement de l'Union européenne. L'ASN (Autorité de Sureté Nucléaire) a apporté son soutien à l'étude dans la phase de soumission du projet au niveau EURAMET.



# **Chapitre 1 : objet de l'étude**



Les deux principaux critères d'importance lors de la planification d'un traitement par radiothérapie sont:

- La précision spatiale : afin de traiter correctement la tumeur et de limiter l'irradiation des tissus sains environnants, il est nécessaire d'ajuster au mieux la forme des faisceaux d'irradiation à celle du volume à traiter.
- La dose absorbée à délivrer : afin d'éviter toute récurrence, la tumeur doit être suffisamment irradiée. Néanmoins, pour ne pas surexposer inutilement les tissus sains, l'irradiation ne doit pas être trop importante.

Avec l'évolution des technologies, la taille des faisceaux de traitement utilisés n'a cessé de diminuer au cours des dernières années, ce qui a eu des répercussions sur les deux critères précédents. Ce chapitre reprend en détails les principes de la radiothérapie, définit et décrit la traçabilité d'une référence dosimétrique du laboratoire primaire où elle est établie jusqu'au milieu hospitalier avant de passer à la description de la problématique liée à l'utilisation de faisceaux de très petites sections.

## 1.1. La radiothérapie

### 1.1.1. Généralités

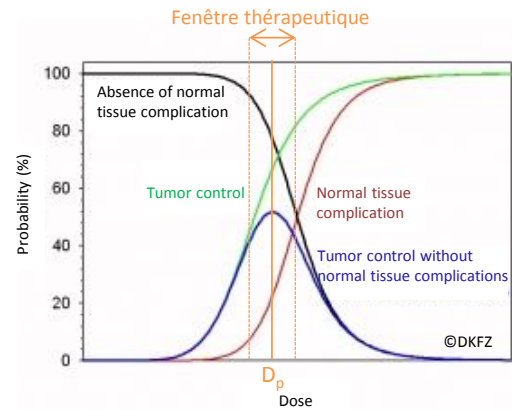
Les accélérateurs linéaires de particules utilisés dans les services de radiothérapie permettent de générer des faisceaux de photons d'énergie maximale comprise entre 4 et 25 MeV. Des faisceaux d'électrons peuvent également être utilisés pour les traitements mais ceux-ci ne rentrent pas dans le cadre de cette étude. En interagissant avec la matière, les photons vont transférer aux électrons du milieu une partie de leur énergie, principalement par effet Compton, effet photo-électrique et création de paires. A l'échelle de la cellule, une irradiation se traduit par une altération de certaines fonctionnalités ce qui peut entraîner la mort de la cellule, particulièrement lorsque les dégâts causés au niveau de l'ADN sont importants et qu'ils ne sont pas ou incorrectement réparés.

Une prescription médicale en radiothérapie est exprimée en termes de dose à délivrer à un volume [8, 9]. Le médecin contourne le volume cible à traiter et y prescrit une dose à délivrer en un nombre défini de séances. Selon l'ICRU [10], la dose absorbée est définie selon la relation (1. 1):

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1. 1)$$

où  $d\bar{\epsilon}$  est l'énergie moyenne absorbée par le milieu de masse  $dm$ . La dose absorbée s'exprime en gray, homogène à des  $J.kg^{-1}$ . A titre d'exemple, la dose délivrée à la tumeur dans le cadre de traitement en fractionnement dit « classique » est généralement de 2 Gy par séance. La traçabilité de cette grandeur au système international d'unités doit être assurée, comme préconisé dans les réglementations européenne et française [11, 12].

L'incertitude maximale admise sur la dose absorbée au niveau du volume cible est généralement de 5 % [13, 14]. Cette valeur permet de s'assurer que la dose délivrée reste dans la fenêtre thérapeutique afin que le traitement conduise à un bon contrôle tumoral et une préservation suffisante des tissus sains (Figure 1. 1).



**Figure 1. 1 : Illustration de la fenêtre thérapeutique pour un traitement en radiothérapie ( $D_p$  : dose prescrite) [15].**

La dose absorbée délivrée au patient est déterminée à partir d'une valeur de référence, établie dans des conditions de mesure décrites par des protocoles internationaux et nationaux [6, 16] et synthétisées dans le Tableau 1. 1.

Milieu d'intérêt	Eau
Distance source – dosimètre	100 cm
Profondeur de référence	10 g.cm <sup>-2</sup>
Taille du champ (à 100 cm de la source)	10 cm x 10 cm
Dosimètre	Chambre d'ionisation

**Tableau 1. 1 : Conditions de mesure pour l'établissement de la valeur de référence.**

Dans un service de radiothérapie, le physicien médical « garantit que la dose de rayonnements reçue par les tissus faisant l'objet de l'exposition correspond à celle prescrite par le médecin demandeur » [17]. Il est ainsi en charge (entre autres) de la mesure de dose absorbée de référence. Les dosimètres utilisés étant relatifs, un certificat d'étalonnage est nécessaire pour pouvoir relier la lecture du dosimètre à une valeur de dose absorbée dans l'eau.

### 1.1.2. Evolution des traitements

La radiothérapie conformationnelle repose sur l'utilisation d'un collimateur multi-lames qui permet de délimiter des champs d'irradiation de géométrie complexe. Les faisceaux, uniformes en intensité, sont alors bien adaptés au volume cible. Afin de permettre une couverture totale du volume à irradier et de protéger au mieux les organes à risque, les irradiations sont effectuées sous plusieurs angles en faisant tourner le bras de l'accélérateur autour du patient entre chaque tir. Les tailles de champ considérées sont généralement supérieures à 3 cm de côté. Cette technique est la plus répandue en France puisque 93 % des accélérateurs en fonctionnement en 2012 étaient équipés d'un collimateur multi-lames [18].

Cependant, la plupart des centres français proposent maintenant des traitements de radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI) [18]. Cette technique utilise le collimateur multi-lames pour délivrer des champs d'irradiation ayant une fluence hétérogène : en faisant bouger les lames pendant l'irradiation, il devient possible de moduler l'intensité du faisceau en chaque point. Ceci permet de mieux ajuster la distribution de dose du traitement, particulièrement lorsque des organes à risques sont proches d'un volume cible

de forme concave (rectum pour un traitement de la prostate, parotides pour un traitement de la sphère ORL par exemple). La RCMI par archthérapie volumique associe le mouvement des lames et du bras de l'accélérateur pendant l'irradiation. Bien que les volumes à traiter puissent être importants, certains champs d'irradiation peuvent avoir de petites dimensions.

Au cours des dernières années est apparue une nouvelle technique de traitement : la stéréotaxie. Elle utilise des faisceaux uniformes en intensité et de petites dimensions (environ de 0,4 à 5 cm), ce qui permet d'obtenir une très bonne précision spatiale. Au départ réservée aux petites lésions du cerveau pour lesquelles un repositionnement précis du patient d'une séance sur l'autre est possible, elle s'étend maintenant à d'autres localisations comme les poumons ou le foie. Parmi les machines présentées dans le Tableau 1. 2, le Novalis, le CyberKnife et le GammaKnife sont les trois appareils permettant de délivrer des traitements de haute précision. En 2012, 4 % des patients traités par radiothérapie bénéficiaient d'une stéréotaxie [18].

Il apparaît un écart important entre les conditions de traitement et les conditions de référence (cf Tableau 1. 1) et certains appareils comme le CyberKnife ou la Tomotherapy ne permettent d'ailleurs pas la réalisation de mesures dans les conditions de référence définies par les protocoles internationaux de dosimétrie pour la radiothérapie. Il devient alors nécessaire d'étendre le système de références dosimétriques aux faisceaux de petites et très petites sections.

## **1.2. L'établissement et le transfert de références dosimétriques**

Une référence dosimétrique est une mesure de la dose absorbée à l'aide d'un dosimètre primaire (qui ne nécessite aucun étalonnage dans la grandeur d'intérêt). En France, le Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB) est en charge d'établir, améliorer, maintenir et transférer les références dosimétriques pour les rayonnements ionisants utilisés entre autres dans le domaine de la radiothérapie.

### **1.2.1. Etablissement d'une référence à l'aide d'un dosimètre primaire**

Pour les faisceaux utilisés en radiothérapie externe, la calorimétrie est la technique de mesure primaire la plus précise et la plus communément utilisée pour établir des références en termes de dose absorbée. Cette technique repose en effet sur la mesure de l'élévation de température qui est la conséquence directe de la transformation en chaleur de l'énergie absorbée au cours d'une irradiation.

Il existe deux types de calorimètres, qui diffèrent selon le type de milieu dans lequel est effectuée la mesure : l'eau ou le graphite. Bien que les deux techniques soient disponibles au LNHB [19, 20], seule la calorimétrie graphite est utilisable pour la présente étude. Le calorimètre graphite a pour avantage d'avoir un volume de détection parfaitement défini. Le graphite est un matériau de faible capacité thermique massique faible ( $700 \text{ J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$ , six fois plus faible que celle de l'eau), dans lequel toute l'énergie communiquée par les rayonnements ionisants est convertie en chaleur. Son numéro atomique est par ailleurs assez proche de celui de l'eau et des tissus biologiques. Son utilisation nécessite néanmoins le recours à une dosimétrie de transfert pour obtenir les références en termes de dose absorbée dans l'eau.

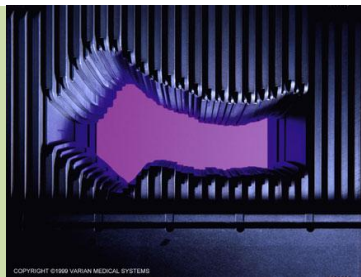

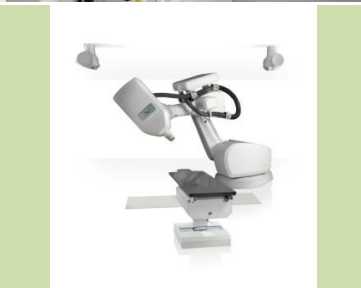



	Description	Energie maximale des photons	Illustration
<b>Modulation d'intensité (RCMI)</b>	Option disponible sur les accélérateurs linéaires classiques. Les lames (et le bras dans le cas de l'archthérapie) sont en mouvement pendant l'irradiation afin de moduler l'intensité. Le débit de dose peut également varier. Largeur des lames : de 0.3 à 1 cm	6-18 MeV	
<b>Novalis</b>	Accélérateur linéaire dont la plus grande taille de champ est 10 x 10 cm <sup>2</sup> . Traitements possibles par modulation d'intensité (statique ou non) ainsi que par stéréotaxie à l'aide de cônes placés en sortie de la tête d'irradiation. Largeur des lames : de 0.24 à 0.4 cm Diamètre des cônes: 0.4 à 3 cm	6 MeV	
<b>Cyberknife</b>	Accélérateur linéaire monté sur un robot permettant une grande diversité d'incidence du faisceau. Diamètre des faisceaux: 0.5 à 6 cm	6 MeV	
<b>Gammaknife</b>	201 sources de <sup>60</sup> Co fixées à collimation variable pour la stéréotaxie crânienne. Diamètre des collimateurs : 0.4 à 1.8 cm	1.33 MeV	
<b>Tomotherapy</b>	Accélérateur permettant des traitements par archthérapie sur des grandes zones de traitement. La table avance pendant le traitement. Largeur des lames : 0.625 cm	6 MeV	
<b>Vero</b>	Accélérateur permettant des traitements par modulation d'intensité à l'aide de faisceaux non coplanaires. Largeur des lames : 0.5 cm	6 MeV	

Tableau 1. 2 : Caractéristiques principales des appareils de traitement délivrant des mini-faisceaux. Les dimensions indiquées sont relatives à la projection dans le plan de référence.

Au LNHB, les calorimètres graphite sont composés de trois corps : un absorbeur, un écran et un manteau comme indiqué sur les radiographies de la Figure 1. 2. L'absorbeur est l'élément qui correspond au volume de détection du calorimètre. Il est isolé thermiquement grâce à l'interstice de vide qui le sépare de l'écran et à la régulation en température de l'écran et du manteau.

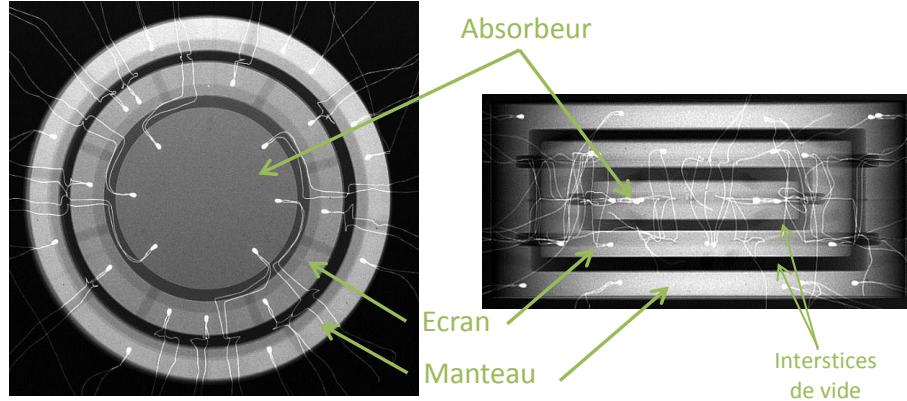


Figure 1. 2 : Radiographies de face et de profil du calorimètre GR09.

La mesure de l'élévation de température s'effectue à l'aide de thermistances, dont la valeur de la résistance varie avec la température. Ces composants électriques présentent une très grande sensibilité et une très faible masse permettant la mesure de faibles élévations de température et limitant la proportion massique d'impuretés au niveau de l'absorbeur.

Les thermistances permettent également la régulation en température de l'écran et du manteau en y dissipant de la chaleur par effet Joule. Ces composants électriques sont enfin utilisés lors de l'étalonnage électrique du calorimètre en mode adiabatique : en appliquant une tension connue aux bornes des thermistances, il est possible de délivrer une puissance connue dans l'absorbeur par effet Joule et de mesurer, en l'absence d'irradiation, l'élévation de température correspondante [19, 21]. Le coefficient d'étalonnage électrique  $F$ , homogène à des  $J.\Omega^{-1}$ , est ainsi défini par l'équation (1. 2) :

$$F = \frac{P_{\text{étal}} t_{\text{étal}}}{\Delta R_{\text{étal}}} \quad (1. 2)$$

où :

- $P_{\text{étal}}$  est la puissance envoyée dans l'absorbeur, choisie par l'utilisateur ;
- $\Delta R_{\text{étal}}$  est la variation de la résistance de la thermistance de mesure de l'absorbeur pendant l'étalonnage électrique ;
- $t_{\text{étal}}$  est la durée de l'étalonnage électrique.

Sous irradiation, la variation de la résistance de la thermistance de mesure peut alors être ramenée à une énergie déposée en la multipliant par le coefficient d'étalonnage  $F$ . En connaissant la masse de l'absorbeur, il est donc possible de déterminer la dose absorbée dans l'absorbeur  $D_{\text{abs}}$  à l'aide de l'équation (1. 3) :

$$D_{abs} = \frac{F}{m_{abs}} \Delta R_{mesure} k_i \quad (1.3)$$

où :

- $m_{abs}$  est la masse de l'absorbeur ;
- $\Delta R_{mesure}$  est la variation de la résistance de la thermistance de mesure de l'absorbeur sous irradiation ;
- $k_i$  est la correction d'impuretés présentes dans l'absorbeur et dans les interstices de vide du calorimètre graphite (thermistances, colle, tubes de kapton).

Bien que nécessitant un étalonnage électrique, le calorimètre graphite est un dosimètre primaire car la grandeur étalon est une puissance électrique alors que la grandeur d'intérêt est une dose absorbée. L'étalonnage électrique permet de s'affranchir de la connaissance de la capacité thermique massique du graphite qui est difficile à mesurer précisément et varie pour chaque calorimètre puisqu'elle dépend du type de graphite. En mode adiabatique, cet étalonnage global par substitution électrique permet également de s'affranchir de l'étalonnage des thermistances en température et de la mesure des fuites thermiques entre l'absorbeur et l'écran puisqu'elles sont identiques pendant l'étalonnage électrique et l'irradiation.

La détermination primaire de la dose absorbée dans l'absorbeur permet d'étalonner le moniteur de l'accélérateur et donne accès à la valeur  $D_{abs/UM}$  utilisée dans les formules suivantes.

### 1.2.2. Etalonnage d'une chambre d'ionisation dans les conditions de référence en champ large

L'utilisation d'une chambre d'ionisation pour la dosimétrie de référence des accélérateurs médicaux est recommandée dans le protocole AIEA-TRS 398 [6]. Sous irradiation, la chambre reliée à son électromètre permet de mesurer le courant induit par l'ionisation de l'air situé entre ses deux électrodes aux bornes desquelles est appliquée la tension de polarisation. La grandeur mesurée est donc une charge  $Q$  (en C) intégrée sur la durée de l'irradiation, qu'il est nécessaire de corriger des paramètres d'influence [7] via la formule (1.4) :

$$Q^* = (Q - Q_f) k_{TpH} k_{pol} k_s k_{rn} \quad (1.4)$$

où :

- $Q^*$  est la charge corrigée, mesurée par la chambre d'ionisation ( $Q$  : charge non corrigée) ;
- $Q_f$  est la charge liée aux courants de fuite, déterminée par une mesure de mouvement propre ;
- $k_{TpH}$  est le facteur de correction des conditions atmosphériques :  $k_{TpH} = \frac{T}{T_0} \frac{p_0}{p} k_H$ , avec  $T$  et  $p$  la température et la pression relevées,  $T_0 = 293.15$  K la température de référence,  $p_0 = 1013.25$  hPa la pression de référence et  $k_H = 0.997$  le facteur de correction pour l'humidité si l'air de référence est de l'air sec ;

- $k_{pol}$  est le facteur de correction de polarité :  $k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$ , avec  $M_+$  et  $M_-$  les lectures obtenues pour des tensions de polarisation respectivement positive et négative.  $M$  est la lecture obtenue pour la polarité habituelle ;
- $k_S$  est le facteur de correction de recombinaison :  $k_S = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2$ , avec  $M_1$  et  $M_2$  les lectures obtenues respectivement pour des tensions  $U_1$  et  $U_2$ . Les termes  $a_i$  sont des facteurs donnés dans le protocole AIEA-TRS 398 pour différentes valeurs du rapport  $U_1/U_2$  et différents types de faisceaux ;
- $k_{rn}$  est le facteur de correction de profil déterminé à partir d'une mesure fine du profil de dose et permet de ramener la mesure à une mesure ponctuelle.

Le coefficient d'étalonnage de la chambre  $N_{Deau}$  (en Gy.C<sup>-1</sup>) peut être déterminé en alternant des mesures calorimétriques dans le graphite et des mesures ionométriques dans l'eau (mesures avec la chambre d'ionisation). Il s'exprime selon la formule (1. 5) :

$$N_{Deau} = \frac{D_{eau/UM}(C)}{Q_{eau/UM}^*} = \frac{D_{abs/UM}}{Q_{eau/UM}^*} \left[ \frac{D_{eau}(V)}{D_{abs}} \right]_{MC} k_{prof}(V) \quad (1. 5)$$

où :

- $D_{eau/UM}(C)$  est la dose absorbée dans l'eau au point C, normalisée par la lecture du dosimètre moniteur<sup>2</sup> ;
- $Q_{eau/UM}^*$  est la charge corrigée mesurée par la chambre d'ionisation placée dans l'eau, normalisée par la réponse du dosimètre moniteur ;
- $D_{abs/UM}$  est la dose absorbée dans l'absorbeur du calorimètre graphite, normalisée par la lecture du dosimètre moniteur ;
- $\left[ \frac{D_{eau}(V)}{D_{abs}} \right]_{MC}$  est le facteur de transfert de la dose absorbée dans l'absorbeur graphite à la dose absorbée dans l'eau, déterminé à l'aide de simulations Monte Carlo ;
- $k_{prof}(V)$  est la correction de profil permettant de ramener en un point la dose absorbée dans l'eau déterminée par calorimétrie.

Les mesures calorimétriques étant longues et délicates, la chambre utilisée en alternance avec les mesures calorimétriques est ensuite utilisée pour établir le coefficient d'étalonnage d'autres dosimètres dans le cadre du transfert vers les utilisateurs. Cette chambre, propre au laboratoire, est appelée « chambre de référence ».

### 1.2.3. Etat de l'art au LNHB

Le LNHB dispose de plusieurs références dosimétriques établies sur un accélérateur linéaire Saturne 43 (General Electric) : dans des champs carrés de 10, 4 et 2 cm de côté pour différentes énergies. L'incertitude-type associée au coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation est généralement de l'ordre de 0.3 %.

<sup>2</sup> La charge du moniteur n'est corrigée que du courant de fuite et des conditions atmosphériques. Les autres facteurs de correction sont considérés comme constants entre les mesures ionométriques et les mesures calorimétriques.

Un résumé des dosimètres utilisés pour l'établissement des coefficients d'étalonnage de la chambre de référence en fonction de la taille de champ est donné dans le Tableau 1. 3. Afin de pouvoir ramener la mesure à une dose absorbée en un point, la taille des dosimètres a été diminuée avec la taille du champ d'irradiation. Il a ainsi été possible de rapprocher les conditions dans lesquelles sont étalonnés les dosimètres de la réalité clinique.

Taille de champ		10 cm x 10 cm	4 cm x 4 cm	2 cm x 2 cm
Faisceaux étudiés		6 MV 6 MV sans cône 12 MV 20 MV	6 MV 6 MV sans cône 12 MV	6 MV 6 MV sans cône 12 MV
Calorimètre	Nom	GR09	GR09	GR10
	Diamètre de l'absorbeur	16 mm	16 mm	6 mm
	Epaisseur de l'absorbeur	3 mm	3 mm	6 mm
Chambre de référence	Type	NE 2571	NE2577	Exradin A1SL
	Volume sensible	0.6 cm <sup>3</sup>	0.2 cm <sup>3</sup>	0.057 cm <sup>3</sup>

**Tableau 1. 3 : Dosimètres utilisés pour l'établissement de références dosimétriques dans les faisceaux du LNHB pour les champs carré de 10, 4 et 2 cm de côté (sans cône = sans cône égalisateur sur l'axe du faisceau).**

#### 1.2.4. Traçabilité de la dose absorbée en milieu hospitalier

En milieu hospitalier, la mesure de la dose absorbée dans l'eau de référence permet d'étalonner chaque faisceau de l'accélérateur linéaire, caractérisé par son TPR<sub>20,10</sub> (Tissu Phantom Ratio). Cet indice de qualité correspond au rapport des doses absorbées dans l'eau mesurées à 20 et 10 g.cm<sup>-2</sup> de profondeur, avec une distance source-dosimètre fixe de 100 cm. La mesure de la dose absorbée dans l'eau  $D_{eau,Q}$  de référence est réalisée dans les conditions de références à l'aide d'une chambre d'ionisation étalonnée dans un laboratoire d'étalonnage accrédité.  $D_{eau,Q}$  est déterminé par la formule (1. 6) :

$$D_{eau,Q} = M_Q N_{Deau,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (1. 6)$$

où :

- $D_{eau,Q}$  est la dose absorbée dans l'eau pour la qualité de faisceau Q ;
- $M_Q$  est la lecture du dosimètre corrigée des paramètres d'influence ;
- $N_{Deau,Q_0}$  est le coefficient d'étalonnage du dosimètre déterminé dans le faisceau de qualité  $Q_0$  ;
- $k_{Q,Q_0}$  est le facteur de correction de la différence de réponse du dosimètre dans un faisceau de qualité Q et dans un faisceau de qualité  $Q_0$ . Dans le cas où le coefficient d'étalonnage a été établi au laboratoire primaire dans la qualité de faisceau Q, ce facteur est égal à 1.

Actuellement au LNHB, seuls les étalonnages dans un champ carré de 10 cm de côté sont certifiés selon la norme ISO/CEI 17025 [22] par l'organisme d'accréditation COFRAC.

Pour déterminer la dose absorbée en dehors de ces conditions, différentes mesures de doses relatives sont réalisées par les physiciens médicaux en milieu hospitalier :



- profil de dose : il indique la variation de la dose absorbée selon un axe perpendiculaire au faisceau, normalisée par rapport à la valeur sur l'axe ;
- rendement en profondeur : il correspond à la variation de la dose absorbée selon l'axe du faisceau, normalisée par rapport à la valeur au niveau du maximum ;
- courbe de facteur d'ouverture du collimateur : elle décrit la variation de la dose absorbée en fonction de la taille de champ, normalisée par rapport au champ de référence (10 cm x 10 cm).

L'ensemble de ces données est ainsi normalisé et le rapport des doses absorbées est considéré égal au rapport des signaux mesurés. Cela suppose que le dosimètre est équivalent eau, c'est-à-dire que le rapport des pouvoirs de ralentissement massiques des électrons par collision dans l'eau et dans le milieu du dosimètre  $\frac{(\frac{S_{col}}{\rho})_{eau}}{(\frac{S_{col}}{\rho})_{det}}$  ainsi que le rapport des coefficients massiques d'absorption en énergie des photons dans l'eau et dans le milieu du dosimètre  $\frac{(\frac{\mu_{en}}{\rho})_{eau}}{(\frac{\mu_{en}}{\rho})_{det}}$  sont identiques entre le point de mesure et le point de normalisation. L'approximation suppose également que le coefficient d'étalonnage du dosimètre est identique dans les deux conditions d'irradiation.

L'ensemble de ces données est ensuite introduit, avec la mesure de la dose absorbée dans l'eau de référence de l'accélérateur, dans le système de planification de traitement qui va être utilisé pour déterminer comment délivrer la dose prescrite à la tumeur. Ce système de planification de traitement permet également de connaître la dose absorbée en n'importe quel point.

### 1.3. Les mini-faisceaux

L'utilisation de faisceaux de petites dimensions en radiothérapie permet de délivrer des traitements ayant une meilleure résolution spatiale que les traitements classiques. Bien que leur utilisation clinique soit en augmentation, la diminution de la taille de champ est accompagnée de difficultés lors des mesures de dose absorbée.

#### 1.3.1. Problématique

##### 1.3.1.1. Physique des mini-faisceaux

La dénomination « mini-faisceau » s'applique aux faisceaux de petites dimensions pour lesquels apparaissent certaines particularités par rapport aux grands champs d'irradiation [23, 24], à savoir :

- Le manque d'équilibre électronique latéral : lorsque la section du faisceau est plus petite que le parcours maximal des électrons, un manque d'équilibre électronique latéral apparaît, ce qui a un impact sur la dose absorbée au centre du faisceau et sur la largeur à mi-hauteur du profil de dose absorbée [25]. Le rayon minimal assurant l'équilibre électronique dans l'eau varie de 0,6 g.cm<sup>-2</sup> au <sup>60</sup>Co à 2,1 g.cm<sup>-2</sup> à 24 MV [23] ;

- La modification de la proportion de rayonnement primaire par rapport au rayonnement diffusé : pour les petites tailles de champ, les photons diffusés au niveau de la partie supérieure de la tête d'irradiation sont arrêtés par les mâchoires. Sur l'axe en sortie de la tête d'irradiation, la proportion de rayonnement diffusé diminue donc avec la taille de champ ;
- L'occlusion partielle de la source : pour des tailles de champ inférieures au diamètre du faisceau d'électrons incidents (en dessous de 0.5 cm [23]), le nombre de photons primaires issus de la cible arrivant directement au niveau du dosimètre va diminuer. Ce phénomène est généralement négligeable sur les appareils de dernière génération pour lesquels le diamètre du faisceau d'électrons incidents est très faible.

Les mesures dosimétriques commencent généralement à être perturbées par les phénomènes décrits ci-dessus pour des faisceaux de taille inférieure à 3 cm [24, 25]. Il existe néanmoins plusieurs définitions du terme « mini-faisceau » (pouvant être traduit par « small field » ou « very small field »). Selon Alfonso *et al.* [26], c'est un faisceau dont les dimensions sont plus petites que le parcours latéral des particules chargées qui contribuent à la dose absorbée sur l'axe; selon Charles *et al.* [27], c'est un faisceau pour lequel le décalage d'1 mm du détecteur ou la modification d'1 mm de la taille de champ entraîne une variation supérieure à 1 % du facteur d'ouverture du collimateur. Dans cette étude, la taille d'un mini-faisceau sera considérée comme inférieure à 2 cm, pour un faisceau de photons de 6 MV. Cela correspond à la taille de champ en dessous de laquelle il n'existe pas de référence dosimétrique en termes de dose absorbée dans l'eau en un point au laboratoire.

#### 1.3.1.2. Taille du dosimètre

Quelle que soit la dimension du faisceau, la mesure à l'aide d'un dosimètre correspond à l'énergie moyenne déposée dans son volume sensible. En milieu hospitalier, pour un grand champ d'irradiation, le faisceau est supposé uniforme sur le volume sensible et la mesure est considérée comme ponctuelle. Dans un laboratoire de métrologie, le facteur de correction  $k_m$  décrit précédemment est utilisé pour ramener la mesure en un point. Dans les mini-faisceaux, l'effet de moyenne sur le volume sensible va avoir pour conséquence de fausser la détermination de la dose absorbée au niveau de l'axe du faisceau (en la sur ou sous-estimant) et de modifier l'allure du profil.

Pour pallier ce problème, différents dosimètres possédant un petit volume sensible sont couramment utilisés : diodes, micro-chambres d'ionisation, micro-dosimètres thermoluminescents, etc... Pour les dosimètres primaires, le LNHB a suivi cette tendance en construisant le calorimètre GR10 dont le diamètre du volume sensible est seulement de 0.6 cm. Il est à noter que la diminution du volume sensible est généralement associée à une diminution du rapport signal sur bruit.

La petite taille du faisceau rend également les mesures délicates, même avec l'utilisation de petits détecteurs : le centrage du dosimètre sur l'axe doit se faire de manière précise et un faible décalage peut se traduire par une importante variation de la réponse [27]. Lors de la mesure des rendements en profondeur, un décalage entre l'axe de déplacement du dosimètre et l'axe du faisceau peut fausser la mesure : le dosimètre peut s'écarter progressivement de l'axe au cours de son déplacement en profondeur.

Enfin, en milieu hospitalier, il devient difficile de positionner une chambre moniteur qui permet de s'affranchir des fluctuations du faisceau sans perturber la mesure du dosimètre principal. Placée dans l'air en bord de champ entre la tête d'irradiation et la cuve, la chambre moniteur peut perturber la mesure et située dans le champ au fond de la cuve, elle sera perturbée par le déplacement de la chambre de mesure.

### 1.3.1.3. Conséquences

Les phénomènes physiques décrits ont pour conséquence majeure de modifier la fluence énergétique des photons et des électrons arrivant au niveau du dosimètre. L'approximation du facteur d'ouverture du collimateur par le rapport des lectures n'est donc plus assurée car l'hypothèse selon laquelle le coefficient d'étalonnage du dosimètre est indépendant de la taille de champ doit être vérifiée. Par ailleurs, si le dosimètre utilisé n'est pas suffisamment petit, la mesure de facteur d'ouverture du collimateur va être faussée. Ainsi, il existe une grande diversité de courbes de facteur d'ouverture du collimateur dans les mini-faisceaux en fonction du dosimètre utilisé comme indiqué dans [25, 26, 28-31] et sur la Figure 1. 3.

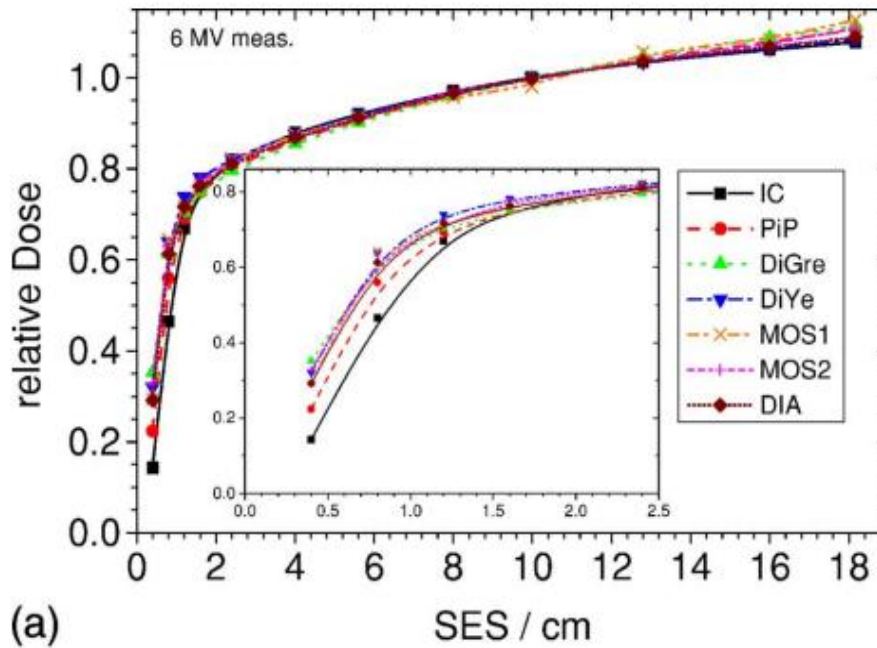


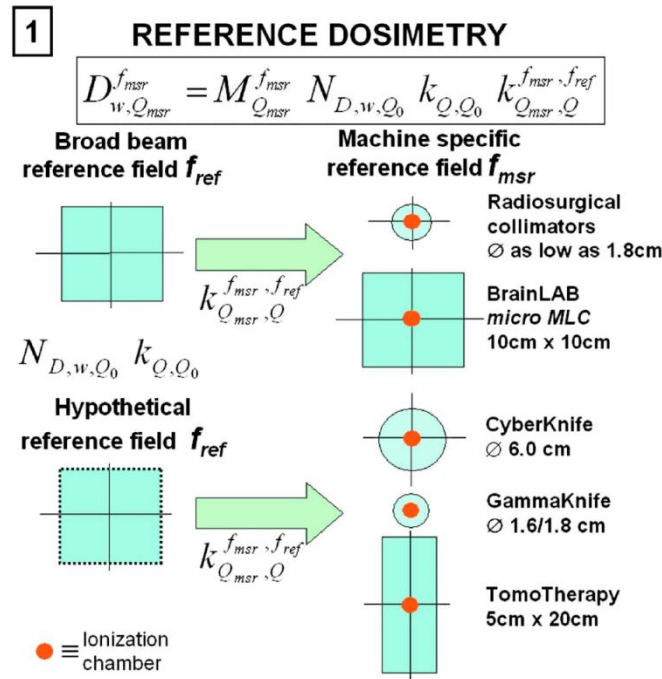
Figure 1. 3 : Variation de la courbe de facteur d'ouverture du collimateur en fonction du dosimètre utilisé [28]. IC : chambre d'ionisation ; PiP : chambre PinPoint ; DiGre/DiYe : diodes ; MOS : MOSFET ; DIA : diamant.

D'un point de vue métrologique, l'utilisation d'un petit dosimètre primaire (le GR10) et d'une chambre d'ionisation de petit volume a permis l'établissement de références dosimétriques dans un champ de 2 cm de côté [7]. Il a ainsi été possible de vérifier que le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation Exradin A1SL était indépendant de la taille du faisceau entre 10 et 2 cm de côté, pour les faisceaux étudiés et aux incertitudes près. Cependant, les écarts entre les différentes mesures de facteur d'ouverture du collimateur deviennent sensibles pour des tailles de champ inférieures à 2 cm x 2 cm. En dessous de cette dimension, il n'existe à ce jour ni dosimètre idéal pour la mesure du facteur d'ouverture du collimateur, ni référence dosimétrique.

### 1.3.2. Solutions proposées

#### 1.3.2.1. Modification du formalisme

Afin de réaliser une mesure de référence de la dose absorbée dans l'eau en milieu hospitalier dans les mini-faisceaux des accélérateurs linéaires et sur des appareils ne permettant pas de se placer dans les conditions de référence (Cyberknife, Gammaknife et Tomotherapy), l'AIEA et l'AAPM ont créé en 2008 un groupe de travail en vue de proposer un nouveau formalisme [26]. Celui-ci introduit un plan de référence spécifique à l'appareil (msr: machine-specific reference field) correspondant aux conditions les plus proches des conditions de référence standards réalisables par l'appareil de traitement (Figure 1. 4). Un nouveau facteur de correction ( $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$ ) est alors utilisé pour tenir compte des différences de taille de champ, géométrie, qualité de faisceau, etc..., entre le plan de référence spécifique à l'appareil et le plan de référence conventionnel. Cette approche ne s'applique que pour les mesures en milieu hospitalier et suppose que le coefficient d'étalonnage du dosimètre a été établi dans un champ de référence carré de 10 cm de côté.



**Figure 1. 4 : Introduction d'un nouveau facteur correctif  $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$  pour la mesure de la dose de référence en milieu hospitalier [26].**

Le facteur  $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$  est spécifique à un dosimètre utilisé sur un type d'appareil de traitement. Il est déterminé à l'aide de simulations Monte Carlo, ce qui a fait l'objet de plusieurs études [32-35].

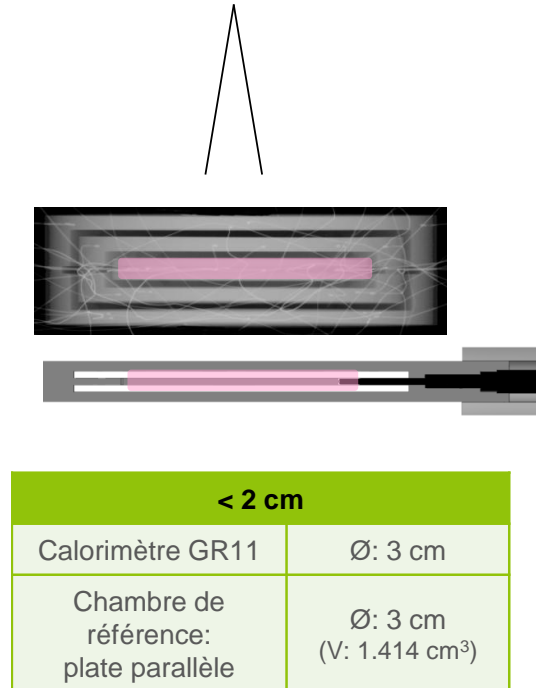
Au LNHB, la mesure absolue de la dose absorbée dans l'eau en un point a atteint ses limites pour un champ carré de 2 cm de côté. En effet, la miniaturisation des calorimètres graphite a été poussée à son maximum avec le modèle GR10 et celui-ci possède un volume sensible trop important (0.6 cm de diamètre) pour que la correction d'inhomogénéité radiale  $k_m$  reste faible dans des faisceaux de dimension inférieure à 2 cm. L'approche fondée sur

une dose absorbée dans l'eau en un point n'est donc pas, en l'état, extrapolable aux mini-faisceaux dans un laboratoire de métrologie.

### 1.3.2.2. Utilisation d'une grandeur intégrale

Afin d'établir des références dosimétriques dans des faisceaux de dimensions inférieures à 2 cm de côté, il est proposé dans cette étude d'utiliser des dosimètres dont les volumes sensibles sont plus grands que la section du faisceau (Figure 1. 5).

Cette approche nécessite l'introduction d'une nouvelle grandeur dosimétrique, non ponctuelle : le produit dose-surface<sup>3</sup> (DAP : dose-area product), s'exprimant en Gy.cm<sup>2</sup>. Le produit dose-surface est défini dans un plan perpendiculaire à la direction du faisceau et représente l'énergie communiquée par le champ de rayonnement sur la totalité de la surface sensible du dosimètre (un disque de 3 cm de diamètre dans notre cas). Le positionnement du détecteur sur l'axe du faisceau n'est alors plus aussi critique que lorsque le dosimètre doit être plus petit que la section du mini-faisceau.



**Figure 1. 5 : Proposition d'une nouvelle approche pour l'établissement de références dosimétriques dans les mini-faisceaux.**

Ce nouveau concept a été introduit pour la première fois en 2006 par Djouguela *et al.* [36] qui ont réalisé différentes mesures relatives dans des mini-faisceaux à l'aide d'une chambre d'ionisation plate parallèle PTW\_34070 dont le volume sensible fait 8.16 mm de diamètre, étalonnée dans un faisceau large. En 2010, le LNHB a étudié la faisabilité et l'impact sur la chaîne métrologique de cette méthode en vue de la réalisation de mesures absolues de produit dose-surface à l'aide d'un grand calorimètre graphite [37, 38]. D'autres auteurs ont plus récemment suggéré d'utiliser une grandeur intégrale pour la dosimétrie des mini-faisceaux en radiothérapie en scannant un mini-faisceau à l'aide d'un petit dosimètre [39, 40]. Cette méthode de scan avait par ailleurs été proposée à l'ESRF (European Synchrotron Radiation Facility) [41], installation qui délivre des rayonnements synchrotrons de très petites dimensions. Enfin, une grandeur intégrale est également utilisée pour la mesure de rendements en profondeur en protonthérapie dans le cas où les faisceaux sont de petites dimensions. L'emploi de dosimètres plus grands que la section du faisceau n'est donc pas nouveau mais encore peu étudié. Au niveau métrologique, aucun article n'a été publié à ce jour.

L'utilisation d'un produit dose-surface dans les mini-faisceaux nécessite de modifier le formalisme décrit dans la section 1.2.2., fondé sur une dose absorbée dans l'eau en un

<sup>3</sup> Cette grandeur est couramment utilisée en radiologie.

point. Le coefficient d'étalonnage d'un dosimètre en termes de produit dose-surface  $N_{DAPeau}$  sera par la suite déterminé par la formule (1. 7) :

$$N_{DAPeau} = \frac{DAP_{eau/UM}}{Q_{eau/UM}^*} = \frac{D_{abs/UM}}{Q_{eau/UM}^*} \left[ \frac{D_{eau(V)}}{D_{abs}} \right]_{MC} S \quad (1. 7)$$

où:

- $DAP_{eau/UM}$  est le produit dose-surface dans l'eau, normalisé par la lecture du dosimètre moniteur ;
- $Q_{eau/UM}^*$  est la charge corrigée mesurée par la chambre d'ionisation placée dans l'eau, normalisée par la réponse du dosimètre moniteur ;
- $D_{abs/UM}$  est la dose absorbée dans l'absorbeur du calorimètre obtenue à partir de la mesure, normalisée par la lecture du dosimètre moniteur ;
- $\left[ \frac{D_{eau(V)}}{D_{abs}} \right]_{MC}$  est le facteur de transfert eau / absorbeur déterminé à l'aide de simulations Monte Carlo ;
- $S$  est la surface sensible du calorimètre.

Par rapport à la formule (1. 5), seul le facteur de correction de profil  $k_{prof}$  (qui permettait de remonter à une valeur en un point) a été remplacé par la surface sensible du calorimètre  $S$ . La formule (1. 7) suppose que le calorimètre et la chambre d'ionisation à étalonner ont la même surface sensible, ce qui sera le cas pour les dosimètres utilisés dans ce travail. Si le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation de grande section en termes de produit dose-surface est indépendant de la taille de champ, il sera alors possible de mesurer les courbes de facteur d'ouverture du collimateur en utilisant cette nouvelle grandeur. L'incertitude sur cette mesure serait alors considérablement réduite.

Le lien entre le produit dose-surface et la notion de dose absorbée en un point nécessite la détermination du profil de dose (relatif) du mini-faisceau [42]. En effet, la mesure d'un dosimètre de grande section est liée à l'intégrale de la distribution de dose absorbée sur la surface du dosimètre (Figure 1. 6). Ce lien requiert donc une mesure précise de la distribution de dose absorbée dans le plan normal au faisceau, y compris dans la zone de pénombre et hors axe.

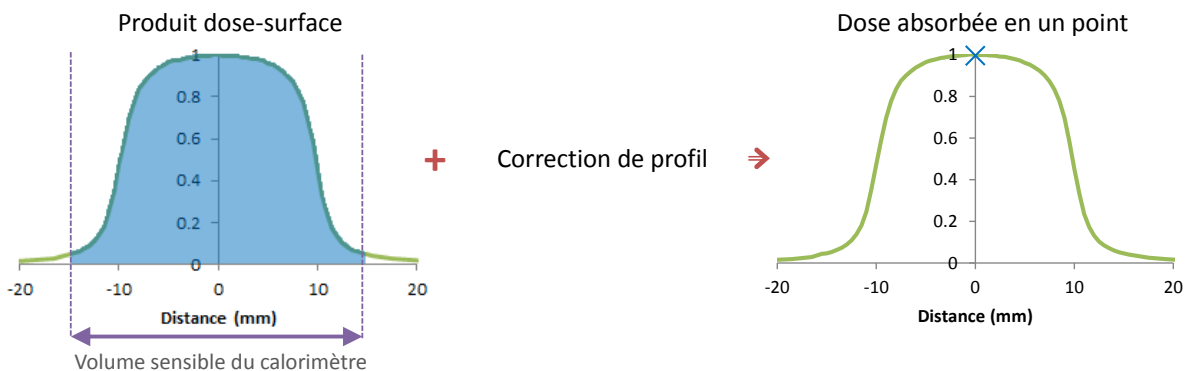


Figure 1. 6 : Schéma de principe du passage d'un produit dose-surface à une dose absorbée en un point.

Dans le cadre du projet européen EMRP « Metrology for radiotherapy using complex radiation fields » (work package 2 : « New integral quantities for high-energy X-ray small fields »), le LNHB s'est engagé à établir des références dosimétriques en termes de produit dose-surface dans des mini-faisceaux. Cette thèse, liée au projet européen, a ainsi les objectifs suivants :

- construire un nouveau calorimètre graphite de grande section pour la mesure absolue de produit dose-surface ;
- construire une chambre d'ionisation plate parallèle de grande section qui puisse être utilisée comme chambre de référence dans les mini-faisceaux ;
- comparer l'approche en termes de produit dose-surface à celle fondée sur une dose absorbée dans l'eau en un point ;
- étudier la variation du coefficient d'étalonnage de la chambre de référence dans des mini-faisceaux de différentes tailles.

Afin de pouvoir comparer les deux approches, une dose absorbée en un point a été déterminée à partir d'un produit dose-surface, à l'aide des mesures de profils de dose. Bien que ceci soit théoriquement réalisable quelle que soit la taille de champ, la nouvelle grandeur dosimétrique a été privilégiée dans cette thèse pour étudier la variation du coefficient d'étalonnage de la chambre de référence en fonction de la taille du champ.

# **Chapitre 2 : matériels et code Monte Carlo utilisés**



Afin d'établir une référence en termes de produit dose-surface, un calorimètre graphite de grande section a été construit. Ce dosimètre primaire a été utilisé pour étalonner une chambre d'ionisation plate parallèle de section identique, également construite au LNHb. Différents dosimètres relatifs ont par ailleurs été choisis pour la mesure de la distribution de dose absorbée des mini-faisceaux. Enfin, des simulations Monte Carlo sont indispensables pour déterminer la dose absorbée dans l'eau, milieu de référence en radiothérapie, à partir de la mesure calorimétrique dans le graphite. Ce chapitre présente le principe de fonctionnement de ces différents éléments.

## 2.1. Construction d'un calorimètre de grand diamètre

### 2.1.1. Généralités

En tant que laboratoire primaire de métrologie, le LNHb a développé son expertise dans la construction de calorimètres en graphite [19, 21]. Celui assemblé dans cette étude est le 11<sup>ème</sup> du laboratoire et a été baptisé GR11. Il est très fortement inspiré des précédents calorimètres en graphite du laboratoire : c'est un calorimètre à trois corps (absorbeur, manteau et écran comme présenté au chapitre 1) inséré dans une enceinte à vide fermée par une enveloppe pour permettre des mesures dans un fantôme en graphite comme représenté dans la Figure 2. 1. Les dimensions de ces différents éléments sont données en Annexe A. L'originalité du GR11 réside dans ses grandes dimensions : l'absorbeur fait 3 cm de diamètre. Cette taille est *a priori* suffisamment grande pour réaliser des mesures de produit dose-surface dans un mini-faisceau de 2 cm de diamètre et suffisamment petite pour garder une bonne sensibilité dans des mini-faisceaux de plus petite section.

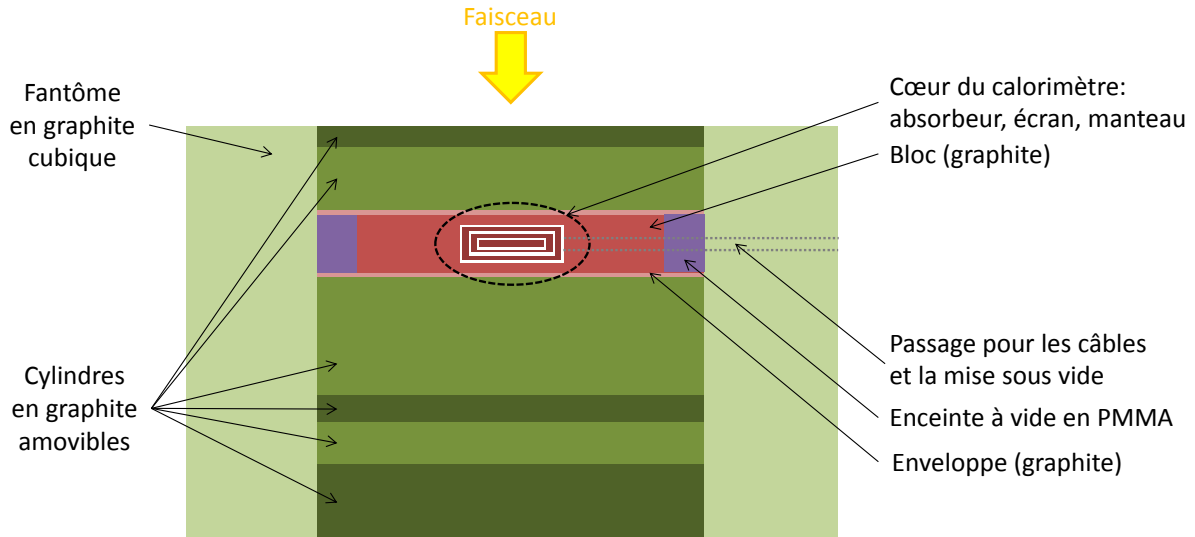


Figure 2. 1 : Coupe d'un fantôme en graphite utilisé pour des mesures calorimétriques.

### 2.1.2. Choix des constituants

#### 2.1.2.1. Résines

Différentes résines, fournies par la société Epotecnny, ont été utilisées lors de la construction du GR11 :

- E501 : résine époxyde à deux composants, de faible viscosité (0.2 Pa.s), durcissant en 1h à 65°C. Elle est utilisée principalement pour l'implantation des thermistances dans les corps en graphite ;
- E505 : résine époxyde à deux composants, similaire à la E501 mais de viscosité plus élevée (1.6 Pa.s) et durcissant en 90 min à 60°C. Elle est utilisée principalement pour le collage du mylar sur les surfaces de l'écran et du manteau ainsi que pour le collage de pièces en graphite entre elles ;
- E708 : résine époxyde à deux composants, chargée à l'alumine et de viscosité élevée (3.5 Pa.s). Elle est utilisée pour le collage des deux demi-manteaux entre eux ;
- NEA121 : résine mono-composant polymérisant en 30-60 s sous exposition aux ultra-violets (350-380 nm). Elle est utilisée pour fixer les fils des thermistances au niveau du support de fils.

Pour les résines bi-composants, la préparation consiste à mélanger les deux composants dans les bonnes proportions (à l'aide d'une balance) puis à dégazer le mélange obtenu pendant quelques minutes en le plaçant dans une enceinte à vide. Une fois le collage réalisé, les pièces sont placées dans un four à 60°C pendant au minimum 3 h.

#### 2.1.2.2. Pièces en graphite

Toutes les pièces en graphite ont été usinées à partir de cylindres bruts fournis par la société Mersen. Le graphite référencé 5890 PT présente une très haute pureté et une très fine granulométrie. Par mesure de précaution, il a été demandé au fabricant d'usiner chaque pièce (absorbeur, demi-écrans et demi-manteaux) en plusieurs exemplaires. Après polissage, le choix de la pièce en graphite aux dimensions de l'absorbeur s'est fait selon les critères suivants : dimensions homogènes, aspect visuel global satisfaisant (pas d'accros ou de rayures) et masse volumique élevée.



Figure 2. 2 : Demi-écran recouvert de mylar aluminisé.

Pour minimiser les transferts thermiques par rayonnement entre l'absorbeur et l'écran, entre l'écran et le manteau ainsi qu'entre le manteau et le bloc, les faces de ces différents corps (hormis l'absorbeur) sont recouvertes d'une couche de mylar aluminisé de 7  $\mu\text{m}$  d'épaisseur (Figure 2. 2).

Avant de réaliser le collage, la pièce en graphite est pré-imprégnée de colle afin de boucher les porosités présentes en surface. Cette étape rend le collage de la feuille de mylar plus efficace en limitant la migration de la résine vers l'intérieur de la pièce. Le choix des demi-écrans et demi-manteaux s'est d'abord fait selon l'aspect du collage : le mylar doit recouvrir toute la surface sans faire de plis, les bulles d'air doivent être les moins nombreuses et les moins grosses possible. Le second critère concerne la masse surfacique de colle utilisée qui doit être la plus faible possible.

### 2.1.2.3. Thermistances

Les thermistances AA6A8-BR14KA802L de General Electric Sensing ont été utilisées pour le GR11. Elles sont constituées d'un matériau semi-conducteur. Lorsque la température augmente, le nombre d'électrons capables de passer dans la bande de conduction augmente et le courant circule mieux (la résistance diminue). Ce type de thermistance est appelée NTC pour Negative Temperature Coefficient.

Les BR14 sont constituées d'une perle de verre de 0.41 mm de diamètre dans lequel se trouvent le semi-conducteur et ses fils en Ni200, composé à 99 % de nickel (Figure 2. 3).

La résistance d'une thermistance NTC varie avec la température selon la loi :

$$R(T) = R_0 \cdot e^{\left[\beta\left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)\right]} \quad (2. 1)$$

où :

- $R_0$  est la valeur de la résistance de la thermistance mesurée à la température de référence  $T_0 = 298,15$  K;
- $\beta$  est l'indice de sensibilité thermique.

Le constructeur annonce un  $R_0$  de 8 k $\Omega$ , à +/- 15 %. Cette dispersion étant beaucoup trop large pour l'utilisation souhaitée au LNHB, les thermistances sont triées afin d'obtenir des groupes de thermistances aux caractéristiques similaires. Pour cela, un montage composé de trois petits volumes d'eau placés à différentes températures est utilisé (Figure 2. 4). Une thermistance de référence et une thermistance à caractériser peuvent ainsi être plongées à 14, 20 et 28 °C.

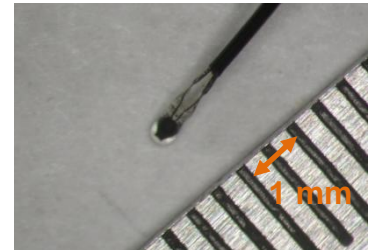


Figure 2. 3 : photographie d'une thermistance AA6A8-BR14KA802L.

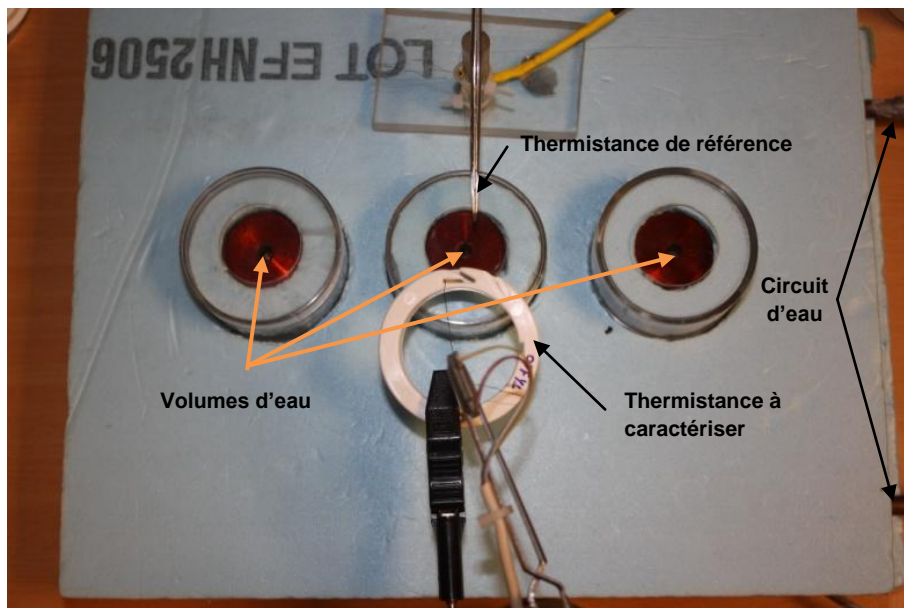


Figure 2. 4 : Montage utilisé pour la caractérisation des thermistances.

Les plots en cuivre contenant l'eau sont placés sur une plaque en cuivre dans laquelle circule une eau régulée à 20 °C. Sous deux de ces plots sont placés des modules à effet Peltier de sens opposés afin de chauffer ou refroidir l'eau qu'ils contiennent. L'ensemble du montage est également isolé au mieux de la température ambiante.

Chaque thermistance à caractériser est comparée à la thermistance de référence aux trois températures. La stabilité est vérifiée par une mesure finale à la température de départ (Figure 2. 5).

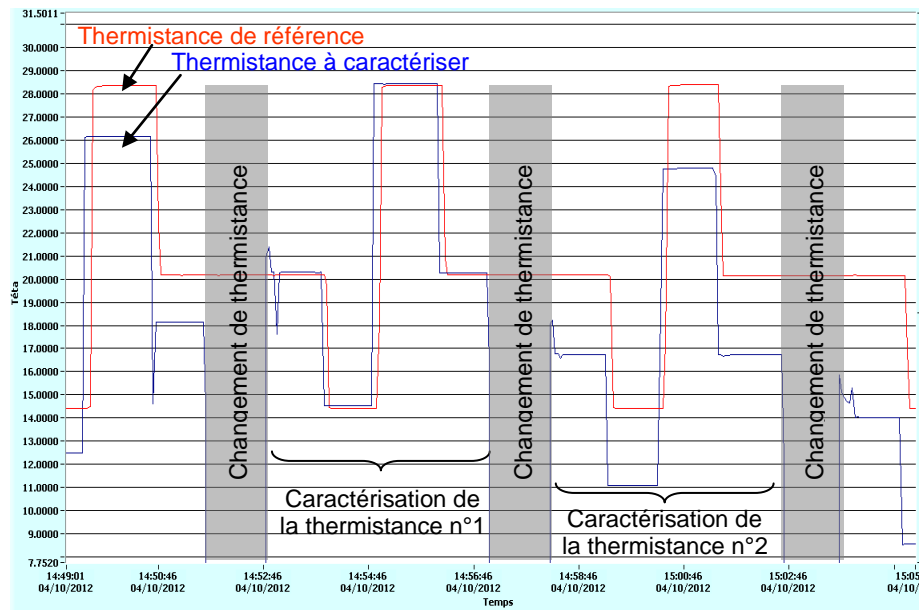


Figure 2. 5 : Mesures de caractérisation pour deux thermistances.

La température de l'eau est déterminée à l'aide de la thermistance de référence, étalonnée au laboratoire à l'aide d'une sonde à résistance de platine qui a permis de déterminer  $R_0 = 8486 \pm 5 \Omega$  et  $\beta = 3356 \pm 3 \text{ K}$ . Une régression linéaire entre  $\ln(R_{\text{thermistance à caractériser}})$  et  $1/T$  permet d'obtenir  $\beta$  (pente de la droite) et  $\ln(R_0)$  (ordonnée à l'origine) pour la thermistance à caractériser, conformément à l'équation (2. 1). 250 thermistances ont ainsi été triées (Figure 2. 6).

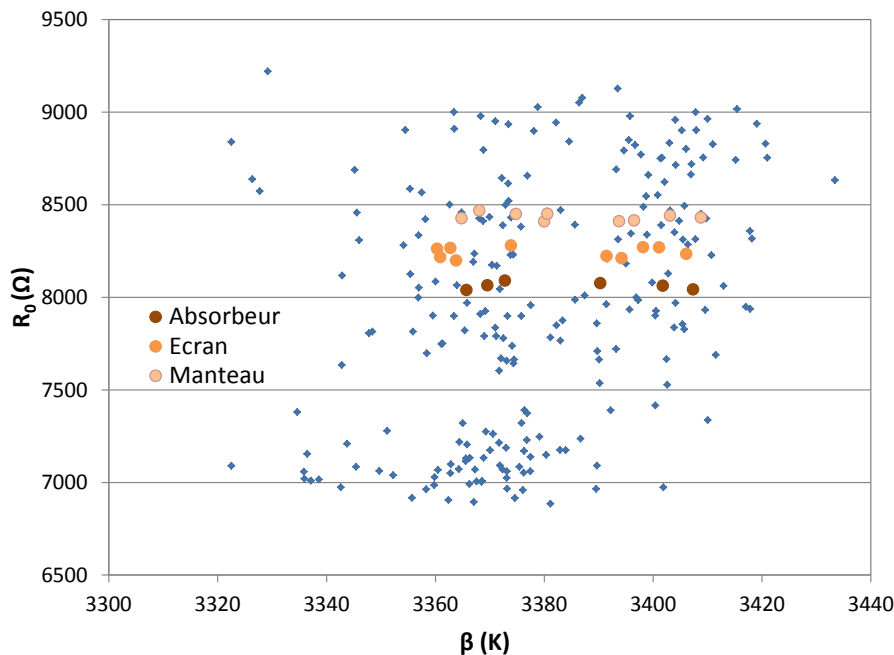


Figure 2. 6 : Caractéristiques des 250 thermistances triées et plus particulièrement de celles implantées dans l'absorbeur, l'écran et le manteau. Pour ces dernières, la dispersion est comparable en  $R_0$  et en  $\beta$  (0.5 % et 0.7 % respectivement).

Trois groupes de thermistances de caractéristiques similaires ont été identifiés : un pour les thermistances de l'absorbeur, un pour celles de l'écran et un pour celles du manteau. Ils présentent chacun une dispersion en  $R_0$  inférieure à 0.5 % et inférieure à 0.7 % en  $\beta$  (Tableau 2. 1). Les thermistances fragilisées par la présence de petites bulles d'air dans la perle de verre ont été mises à l'écart.

Absorbeur				Ecran			Manteau		
Numéro	$R_0$ ( $\Omega$ )	$\beta$ (K)		Numéro	$R_0$ ( $\Omega$ )	$\beta$ (K)	Numéro	$R_0$ ( $\Omega$ )	$\beta$ (K)
Th111	7999.5	3434		Th69	-	-	Th49	8354.1	3413
Th134	7980.8	3411		Th215	8145.5	3395	Th186	8349.2	3425
Th60	8044.1	3398		Th15	8187.1	3434	Th29	8347.7	3436
Th75	8012.7	3424		Th34	8219.8	3428	Th33	8365.2	3424
Th86	8020.0	3427		Th118	8169.2	3388	Th76	8371.8	3405
Th127	8016.9	3397		Th128	8180.2	3416	Th119	8405.7	3433
				Th129	8219.1	3431	Th144	8400.1	3406
				Th168	8198.1	3406	Th163	8380.5	3412
				Th222	8199.2	3402	Th169	8409.6	3438
				Th241	8222.2	3414	Th229	8389.6	3412
Moyenne		8012.3	3415		8193.4	3413		8377.3	3420
Ecart-type		21.2	15		25.8	16		23.3	12
Ecart-type relatif		0.26 %	0.45 %		0.32 %	0.48 %		0.28 %	0.36 %

Tableau 2. 1 : Valeurs de  $R_0$  et  $\beta$  mesurées pour les thermistances implantées dans le calorimètre et avec des fils de 45cm de longueur.

Lors de la mesure de la résistance d'une thermistance, le courant de lecture chauffe légèrement la sonde (de l'ordre de 0.006 °C). Ce phénomène d'auto-échauffement fausse la mesure. Cependant, cet effet est systématique lors d'une mesure et peut être considéré comme indépendant de la valeur de la résistance mesurée pour la plage de résistance utilisée en calorimétrie. Il n'est donc pas nécessaire d'en tenir compte lors d'une mesure s'il a été omis lors de l'étalonnage de la thermistance.

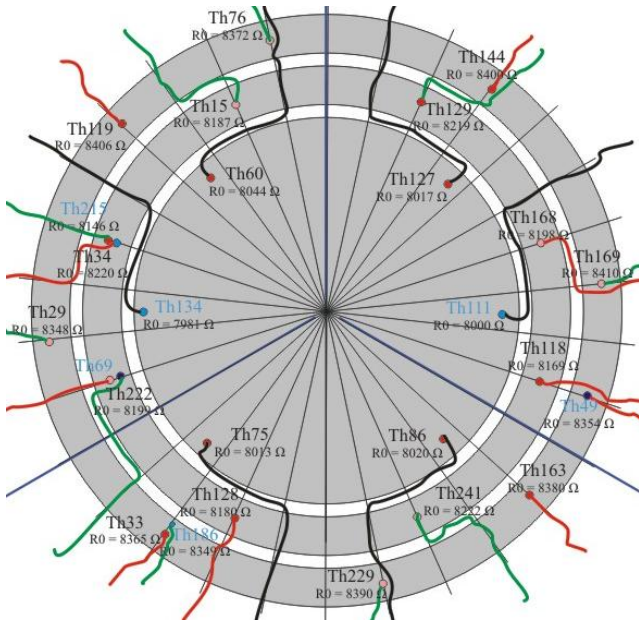
## 2.1.3. Montage

### 2.1.3.1. Implantation des thermistances

Afin que la puissance dissipée par les thermistances soit la plus homogène possible, la position de celles-ci dans chaque corps est choisie en fonction de leur  $R_0$  (Figure 2. 7).

Les thermistances sont implantées en deux étapes dans les différents corps à l'aide de résine Epotecnny E 501. La résine diffusant dans le graphite avant de se solidifier, il s'est avéré nécessaire d'ajouter de la résine 24 h après la première polymérisation afin d'assurer un bon collage (Figure 2. 8).





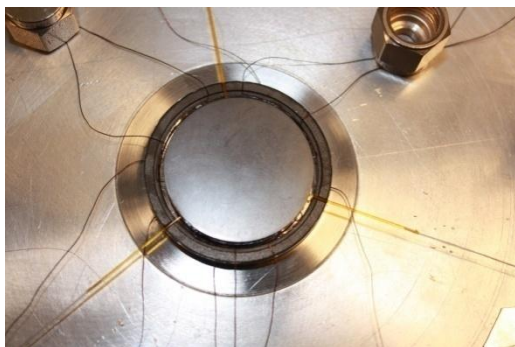
**Figure 2. 7 : Schéma d'implantation des thermistances en fonction de leur  $R_0$ . Les thermistances notées en bleu sont des thermistances de mesure. Les fils verts correspondent aux thermistances implantées dans les pièces 1 (moitiés supérieures) ; les rouges dans les pièces 2 (moitiés inférieures).**



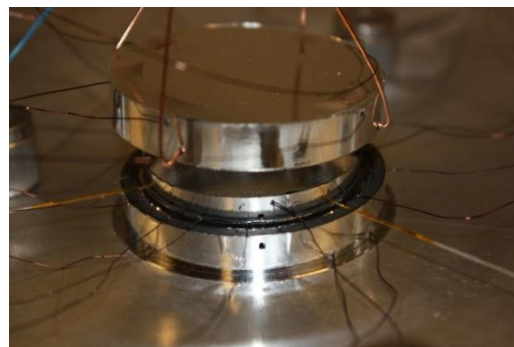
**Figure 2. 8 : Montage pour la polymérisation de la résine utilisée lors de l'implantation des thermistances.**

#### 2.1.3.2. Assemblage des trois corps du calorimètre

L'absorbeur est maintenu dans l'écran à l'aide des 3 tubes en kapton de 0.67 mm de diamètre externe et 0.62 mm de diamètre interne. Lors de l'assemblage de l'écran dans le manteau, le demi-écran inférieur est maintenu en place pendant que la tension exercée sur les trois fils de soie collés aux extrémités des tubes de kapton implantés dans l'absorbeur est ajustée (Figure 2. 9). La symétrie des interstices de vide par rapport à l'absorbeur a été obtenue en mesurant la hauteur de l'absorbeur et celle du demi-écran inférieur à l'aide d'une caméra CCD et d'un palpeur micrométrique.



**Figure 2. 9 : Montage de l'absorbeur dans le demi-écran inférieur.**



**Figure 2. 10 : Montage de l'écran dans le manteau.**

Afin de limiter les fuites par conduction entre l'absorbeur et l'écran, les fils des thermistances sont enroulés sur un arc moyen de  $33^\circ$  le long de l'absorbeur avant de passer dans les rainures du demi-écran inférieur prévues à cet effet. Le demi-écran supérieur est ensuite collé et l'ensemble maintenu sous presse lors du séchage. Des radiographies ont

permis de vérifier que l'absorbeur était correctement positionné. L'assemblage de l'écran dans le manteau est réalisé selon le même principe (Figure 2. 10).

Les radiographies finales (Figure 2. 11) montrent que le centrage des pièces les unes par rapport aux autres est satisfaisant, aussi bien de face que de profil.

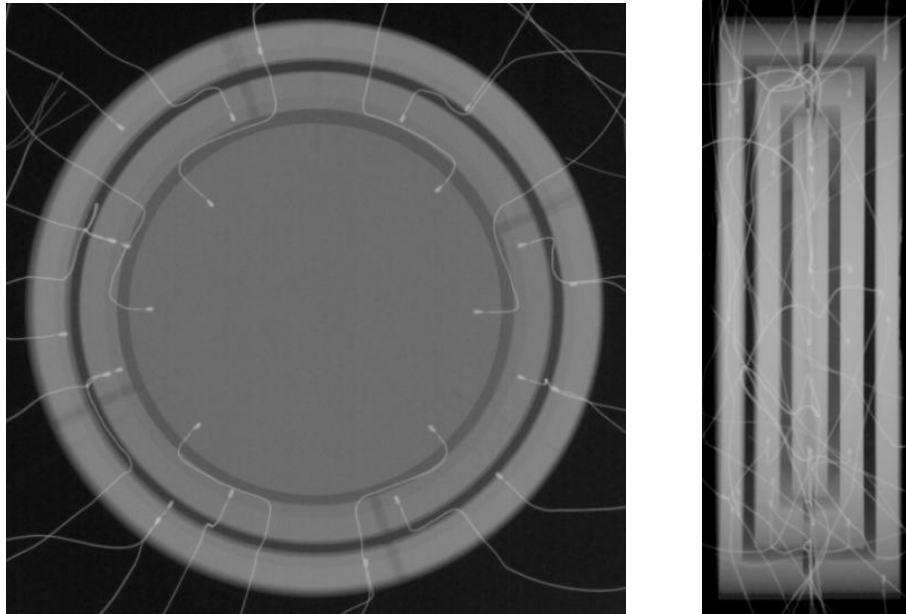


Figure 2. 11 : Radiographies de face (à gauche) et de profil (à droite) du calorimètre GR11.

Les fils des thermistances sortant du manteau sont ensuite collés sur un support de pistes en graphite, lui-même placé dans un bloc en graphite (Figure 2. 12). Cet ensemble se positionne dans l'enceinte à vide en PMMA fermée par deux enveloppes en graphite. L'enceinte est rendue étanche à l'air grâce à une feuille de mylar de 0.1mm d'épaisseur.

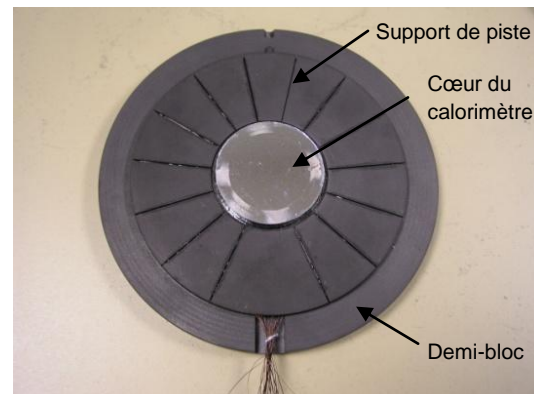


Figure 2. 12 : Montage du calorimètre et du support de piste dans le bloc en graphite.

### 2.1.3.3. Détermination de la masse de l'absorbeur

A partir de l'ensemble des mesures dimensionnelles réalisées pendant le montage du calorimètre, il a été possible de déterminer la masse de l'absorbeur. Celui-ci est défini thermiquement par:

- la pièce en graphite ;
- les 6 thermistances ;
- la résine utilisée lors de l'implantation ;
- la partie des fils des thermistances et des tubes en kapton implantés dans le graphite ;

- la moitié de la longueur des fils et tubes situés entre l'absorbeur et l'écran (en considérant un contact thermique parfait des fils avec l'absorbeur et l'écran).

Il n'est pas possible de mesurer directement la masse de l'absorbeur car les thermistances sont implantées avec 45 cm de fils permettant de les relier aux plaquettes. Cette masse a donc été déterminée comme la somme des différents éléments énumérés ci-dessus. La méthode a été validée sur un absorbeur test dans lequel les fils des thermistances ont été coupés une fois les différentes pesées nécessaires réalisées. L'écart entre la mesure directe et la somme des masses des composants est inférieur à 0.01 %.

Pour toutes les mesures de masse, la valeur relevée est corrigée par rapport à celle d'un étalon. Les température, pression et humidité sont également relevées afin d'appliquer une correction de pression aérostatique  $k_{arch}$  selon la formule(2. 2) [43]:

$$k_{arch} = 0.999850 + \frac{\rho_{air}}{\rho} \text{ avec } \rho_{air} = \frac{pM_a}{RT} \quad (2. 2)$$

où :

- $\rho_a$  est la masse volumique de l'air en  $\text{kg.m}^{-3}$  ;
- $\rho$  la masse volumique de l'objet mesuré en  $\text{kg.m}^{-3}$  ;
- $p$  la pression atmosphérique en Pa ;
- $M_a$  la masse molaire de l'air sec ( $M_a = 0.028964 \text{ kg.mol}^{-1}$ ) ;
- $R$  la constante molaire des gaz ( $R = 8.314 \text{ J.mol}^{-1}.\text{K}^{-1}$ ) ;
- $T$  la température en K.

Dix perles de thermistances avec 7.5 mm de fil ont été pesées, permettant de déterminer la masse moyenne d'une thermistance. La masse de résine utilisée pour l'implantation d'une thermistance correspond à la différence de masse après et avant implantation de la thermistance avec ses 45 cm de fils. La masse moyenne d'une thermistance est considérée égale à un sixième de la masse des 6 thermistances pesées avant leur implantation dans l'absorbeur. Des mesures de longs fils de thermistances et tubes de kapton ont permis d'obtenir leurs masses linéiques. Pour plus de précision, les mesures des longueurs de fils entre l'absorbeur et l'écran sont réalisées sur la radiographie. L'ensemble des résultats est regroupé dans le Tableau 2. 2.

	Masse (mg)	Masse (%)
Masse de graphite	3773.968 (05)	99.65
Masse des 6 thermistances et de leurs fils	6.648 (30)	0.18
Masse des 3 tubes de kapton	0.595 (05)	0.01
Masse de résine	6.050 (09)	0.16
Masse de l'absorbeur	3787.26 (32)	100.00

Tableau 2. 2 : Masse des différents composants constituant l'absorbeur.

L'incertitude globale sur la masse de l'absorbeur est de 0.32 mg, soit 0.009 %. Pour le GR09, celle-ci était de 0.21 mg, soit 0.02 %. L'incertitude la plus importante est associée à la masse des thermistances et de leurs fils. En effet, leurs valeurs ne sont pas obtenues par



des mesures directes mais estimées à partir de la masse moyenne d'une perle de thermistance et de la masse linéique des fils supposés homogènes.

Une autre méthode permet d'accéder à la masse globale de l'absorbeur : elle consiste à mesurer la masse de l'absorbeur dans lequel ont été implantées les thermistances avec leurs 45 cm de fils ainsi que les tubes de kapton de 2.5 cm. La masse de fil et de tube n'appartenant pas thermiquement à l'absorbeur est ensuite soustraite à cette mesure. Cependant, du fait de la forte incertitude sur les masses linéiques, cette méthode est moins précise que la précédente (incertitude de 2.19 mg sur la masse finale). Elle donne tout de même un résultat concordant aux incertitudes près.

## 2.1.4. Principe de mesure

### 2.1.4.1. Câblage électrique

Pour que la puissance dissipée dans les différents corps soit homogène, il faut que les thermistances de chauffage d'un même corps soient traversées par le même courant. Les montages utilisés (Figure 2. 13) respectent ce critère et permettent d'obtenir une résistance équivalente de 8023  $\Omega$  pour l'absorbeur, 4100  $\Omega$  pour l'écran et 4192  $\Omega$  pour le manteau (résistances données à 20 °C). On parlera donc par la suite de thermistance de chauffage équivalente pour l'absorbeur, le manteau et l'écran, bien que chacune d'entre elles soit un montage de plusieurs thermistances.

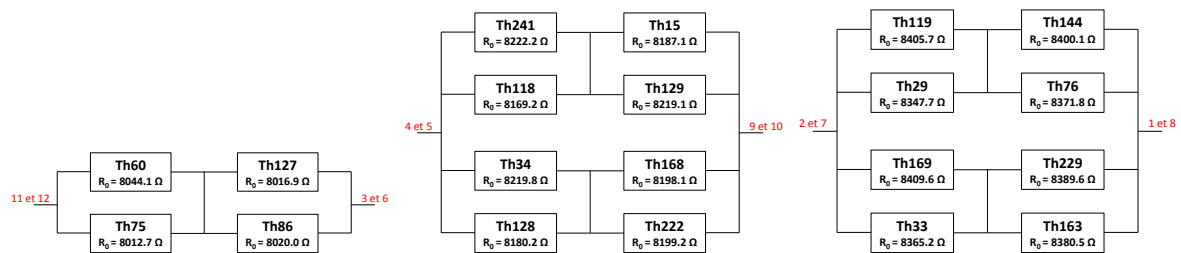


Figure 2. 13 : Schéma de câblage des thermistances de chauffage pour l'absorbeur (à gauche), l'écran (au milieu) et le manteau (à droite).

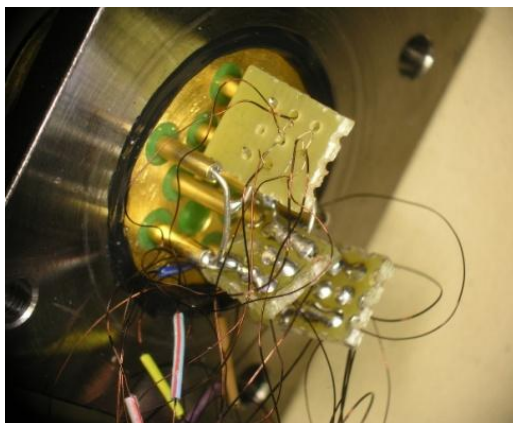


Figure 2. 14 : Câblage des fils des thermistances au niveau du connecteur.

Le câblage est réalisé à l'extrémité de l'enceinte à vide au niveau du connecteur JAEGHER hermétique standard à l'aide de petites plaquettes percées (Figure 2. 14). Les thermistances de chauffage ont été câblées en montage quatre fils : deux sont utilisées pour envoyer la tension et deux pour réaliser la mesure aux bornes de la thermistance. Ce type de montage permet de s'affranchir de la résistance des fils situés entre la plaquette de jonction et la baie électronique de mesure. La régulation thermique et l'étalonnage électrique sont alors réalisés en envoyant une tension stable aux bornes des thermistances de chauffage du corps considéré.

Les thermistances de mesure ont été câblées selon le schéma de la Figure 2. 15. Les courts-circuits (CC), appelés par la suite fils de compensation permettent de rendre la mesure indépendante de la variation de la résistance des fils situés entre la plaquette de jonction et l'extrémité de la thermistance. La thermistance n°69 (deuxième thermistance de mesure de l'écran) n'a pas été câblée car celle-ci a été endommagée lors de l'assemblage. Ceci s'est cependant révélé sans conséquence pour la suite car une deuxième thermistance de mesure avait été implantée dans l'écran par précaution.

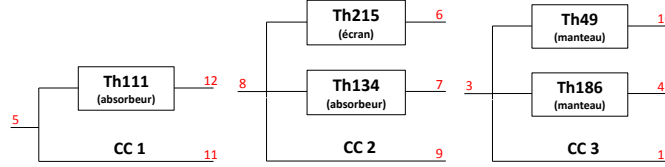


Figure 2. 15 : Schéma de câblage des thermistances de mesure pour l'absorbeur (à gauche), l'écran (au milieu) et le manteau (à droite).

#### 2.1.4.2. Détermination du débit de dose absorbée

Les thermistances de mesures sont ensuite reliées à des ponts de Wheatstone qui permettent de mesurer la variation de leurs résistances sous irradiation (Figure 2. 16).

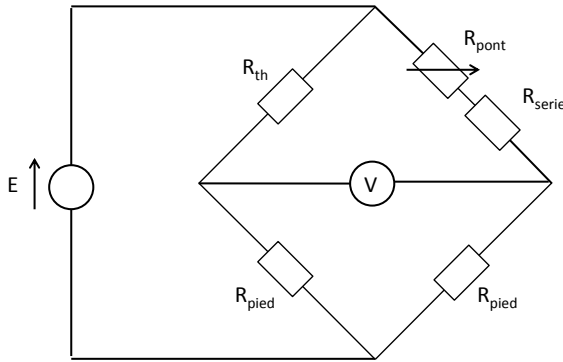


Figure 2. 16 : Schéma électrique d'un pont de Wheatstone pour la mesure de la résistance d'une thermistance de mesure.

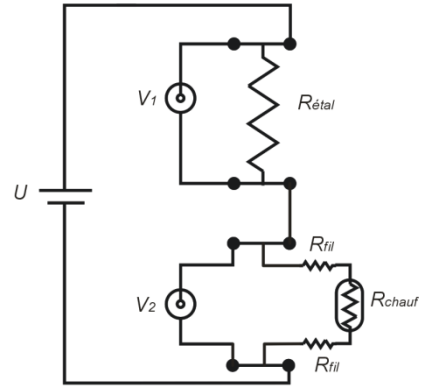


Figure 2. 17 : Principe de mesure de la puissance électrique délivrée par une thermistance de chauffage.

La mesure de la tension de déséquilibre du pont  $V$  à l'aide d'un nano-voltmètre permet en effet de déterminer la résistance de la thermistance de mesure à partir de l'équation (2. 3) :

$$R_{th} = \frac{R_{pied}[E.(R_{pont}+R_{serie})-V.(R_{pont}+R_{serie})-V.R_{pied}]}{V.(R_{pont}+R_{serie})+V.R_{pied}+E.R_{pied}} \quad (2. 3)$$

où les deux résistances de pied  $R_{pied}$  sont considérées de même valeur,  $R_{pont}$  est une résistance variable à cinq décades,  $R_{serie}$  est la résistance fixe de la branche ajustable et  $E$  est la tension d'alimentation du pont.

Les thermistances de chauffage équivalentes pour l'absorbeur, l'écran et le manteau sont reliées à un montage du type de celui décrit Figure 2. 17. Afin de ne pas perturber la mesure, les voltmètres utilisés ont une impédance supérieure 10 GΩ. Ce montage permet de déterminer la puissance délivrée par la résistance de chauffage équivalente: la mesure de  $V_1$  aux bornes d'une résistance d'étalonnage ( $R_{etal} = 8000 \Omega$ ) permet de remonter au courant  $I$  à l'aide de l'équation (2. 4) :

$$I = \frac{V_1}{R_{\text{étal}}} \quad (2. 4)$$

La mesure de  $V_2$  permet de déterminer la résistance de chauffage équivalente  $R_{ch}$  grâce à l'équation (2. 5):

$$R_{ch} = \frac{V_2}{I} - 2R_{\text{fils}} \quad (2. 5)$$

où  $R_{\text{fils}}$  correspond à la résistance des fils reliant la thermistance au connecteur (soit une longueur de 45 cm). Ce paramètre doit être déterminé.

La puissance dissipée dans le corps considéré peut alors être connue via l'équation (2. 6), à condition de connaître  $R_{\text{fils}}$ :

$$P = V_2 \cdot I - 2 \cdot R_{\text{fils}} \cdot I^2 \quad (2. 6)$$

La baie de mesure utilisée est la même pour tous les calorimètres graphite. En fonction du câblage réalisé au niveau de la baie, deux modes de fonctionnement sont possibles [19, 21]:

- En mode température constante, chaque corps (absorbeur, écran et manteau) est régulé à une température à l'aide des thermistances de chauffage. Sous irradiation, l'élévation de température est compensée en diminuant la puissance délivrée dans chacun des corps. La différence de puissance hors et sous irradiation dans l'absorbeur correspond à la puissance déposée par le faisceau dans ce corps et permet de remonter au débit de dose absorbée via l'équation (2. 7):

$$\dot{D} = \frac{(P_0 - P_1)}{m_{\text{abs}}} k_i \quad (2. 7)$$

où  $\dot{D}$  est le débit de dose absorbée,  $P_0$  la puissance dissipée dans l'absorbeur hors irradiation,  $P_1$  la puissance dissipée dans l'absorbeur sous irradiation,  $m_{\text{abs}}$  la masse de l'absorbeur et  $k_i$  le facteur correctif tenant compte de la présence d'impuretés dans l'absorbeur.

- En mode adiabatique, une contre réaction thermique est mise en place au niveau de l'écran afin que l'écart de température entre l'absorbeur et l'écran reste constant. Les taux de fuites thermiques<sup>4</sup> entre ces deux corps restent alors inchangés quelle que soit la température de l'absorbeur. Ce mode nécessite un étalonnage électrique afin de relier l'élévation de température mesurée sous irradiation à une dose absorbée à l'aide de l'équation (2. 8):

$$\dot{D} = \frac{F}{m_{\text{abs}}} \frac{\Delta R_{\text{mesure}}}{t_{\text{mesure}}} k_i \quad (2. 8)$$

où  $\dot{D}$  est le débit de dose absorbée,  $F$  est le coefficient d'étalonnage électrique,  $m_{\text{abs}}$  la masse de l'absorbeur,  $\Delta R_{\text{mesure}}$  la variation de la résistance de la thermistance de mesure de l'absorbeur sous irradiation (d'une durée  $t_{\text{mesure}}$ ) et  $k_i$  le facteur correctif tenant compte de la présence d'impuretés dans l'absorbeur.

<sup>4</sup> La description, le calcul et la mesure des différentes fuites thermiques entre les trois corps du GR11 est donné en Annexe B.

### 2.1.4.3. Résistance des fils des thermistances

La résistance des fils des thermistances situés entre la thermistance et le connecteur intervient directement dans la détermination de la puissance à l'équation (2. 6) et doit donc être déterminée. En effet, la puissance dissipée au niveau des fils des thermistances extérieurs à l'absorbeur ne participe pas à l'élévation de température de celui-ci.

La résistance des fils peut être déterminée en réalisant des mesures calorimétriques sous irradiation en mode à température constante à plusieurs températures. Lorsque la température varie, la résistance des thermistances varie mais pas celle des fils ce qui entraîne un décalage sur le débit de dose absorbée mesuré. Il est donc nécessaire de corriger la mesure de débit de dose absorbée (directement proportionnel à la puissance mesurée) à l'aide de l'équation (2. 9) :

$$\dot{D}_{corrigé} = \dot{D}_{mesuré} \left( 1 - \frac{R_{fils}}{R_{chauffage}} \right) \quad (2. 9)$$

Des mesures ont donc été réalisées à 6, 20 et 45°C en plaçant une plaque de cuivre sous le bloc du calorimètre, régulée en température à l'aide d'une circulation d'eau. L'ensemble du bloc a été isolé de la température de la salle à l'aide de plaques en polystyrène. Les mesures ont été réalisées dans un faisceau de  $^{60}\text{Co}$  à 5 g.cm<sup>-2</sup> de profondeur et à environ 0.5 m de la source pour avoir un débit suffisant. Toutes les mesures sont ramenées au 1<sup>er</sup> Juillet 2004 pour s'affranchir de la décroissance radioactive. La résistance des fils a été déterminée à l'aide d'une régression entre les débits de dose absorbée mesurés et les résistances de chauffage. On obtient  $R_{fils} = 13.7 \text{ (7) } \Omega$ .

Après correction de  $R_{fils}$ , toutes les mesures réalisées à différentes températures coïncident (Figure 2. 18). La correction apportée va de 0.08 à 0.36 %, selon la température.

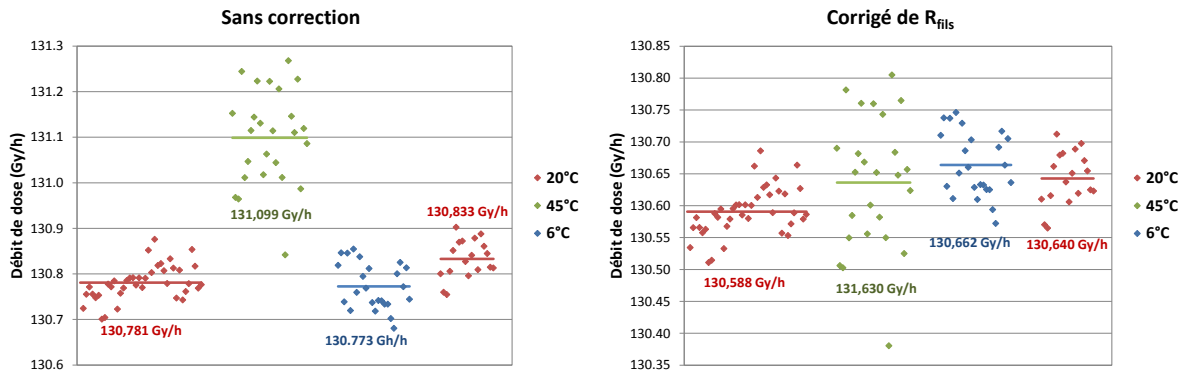


Figure 2. 18 : Mesure du débit de dose au  $^{60}\text{Co}$  à 6, 20 et 45 °C, avec et sans correction de  $R_{fils}$ .

Cependant, l'hypothèse selon laquelle la résistance des fils est indépendante de la température a été contredite par une mesure à l'ohm-mètre de la résistance des fils de compensation: lorsque la température passe de 6°C à 45°C, la résistance est modifiée de 1.3  $\Omega$ .

Prendre en compte de manière exacte cette variation avec la température n'est pas trivial.  $R_{fils}$  peut être approximé par une relation du type (2. 10):

$$R_{fils} = R_{0f}(A + B.T) \quad (2. 10)$$

Si on suppose que le montage série/parallèle des thermistances de chauffage peut être assimilé à une unique thermistance de chauffage, on obtient l'expression (2. 11):

$$R_{chauffage} = R_{0C} e^{\beta(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0})} \quad (2. 11)$$

$R_{0C}$  et  $\beta$  peuvent être déduits par régression entre  $R_{chauffage}$  et  $T$ ; un logiciel d'analyse de données permet alors de déterminer  $A$  et  $B$  à partir des débits mesurés et des valeurs des résistances de chauffage correspondantes grâce à l'équation (2. 12):

$$\dot{D}_{corrigé} = \dot{D}_{mesuré} \left( 1 - \frac{R_{0f}}{R_{chauffage}} \left( A + \frac{B}{\frac{1}{\beta} \ln \left( \frac{R_{chauffage}}{R_{0C}} \right) + \frac{1}{T_0}} \right) \right) \quad (2. 12)$$

Cette méthode mène cependant à des résultats aberrants (coefficient  $A$  négatif), probablement dus à l'approximation faite sur la thermistance de chauffage et au faible nombre de points utilisés lors de la régression. Il a donc été choisi de garder la valeur expérimentale de  $13.7 \Omega$  en supposant une résistance des fils indépendante de la température.

## 2.2. Description des dosimètres relatifs

### 2.2.1. Construction de la chambre de référence de grand diamètre du LNHB

Le calorimètre graphite est un dosimètre absolu. Cependant, son utilisation est complexe et les mesures sont généralement longues. Il est donc utilisé pour étalonner une chambre d'ionisation de référence, qui pourra ensuite être utilisée pour étalonner d'autres dosimètres. Dans le cadre du projet sur les mini-faisceaux, une chambre plate parallèle, ayant un volume sensible de même diamètre que celui de l'absorbeur du GR11 a été conçue et assemblée au LNHB. Jusqu'à présent, les chambres montées au laboratoire étaient utilisées dans l'air et ne nécessitaient pas d'être étanchéifiées. L'assemblage d'une chambre d'ionisation plate parallèle étanche pour la radiothérapie constituait donc une première.

Une chambre d'ionisation associée à un électromètre permet de mesurer un courant induit sous irradiation par l'ionisation de l'air situé entre deux électrodes polarisées. Pour les chambres dites plates-parallèles, l'électrode de collection et l'électrode de haute tension se font face. L'épaisseur du volume sensible d'une chambre d'ionisation plate correspond à la distance entre ces électrodes. La forme du volume sensible est définie par les lignes de champ électrique situées entre ces deux électrodes. Afin que les lignes de champ soient bien parallèles entre elles, une électrode de garde entoure l'électrode de collection (ces deux électrodes sont au même potentiel). La surface sensible est alors très proche de la surface de l'électrode de collection.

Une chambre à simple volume de collection a été construite (Figure 2. 19). Les électrodes sont en graphite 5890 PT de la société Mersen ; l'isolant entre l'électrode de garde et l'électrode de haute tension est en polystyrène réticulé ; la boîte d'étanchéité et son couvercle sont en PMMA. L'électrode de garde est de grand diamètre afin d'obtenir des

lignes de champ parallèles et ainsi assurer aussi précisément que possible un diamètre de collection de 30 mm.

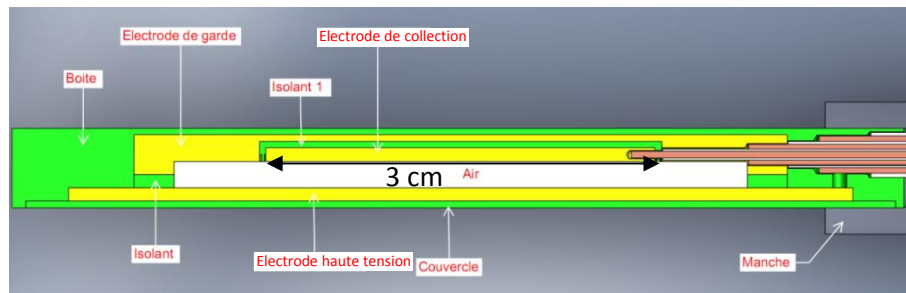


Figure 2. 19 : Plan de la chambre d'ionisation de référence pour les mini-faisceaux.

Les connections sont réalisées à l'aide d'un câble triaxial dont l'âme est reliée à l'électrode de collection, la première tresse de masse à l'anneau de garde et la deuxième tresse de masse à l'électrode de haute tension. Le contact électrique est assuré à l'aide d'une résine époxy chargée en graphite Duralco 127 (Cotronics) et a systématiquement été vérifié après collage. Toutes les pièces ont été polies et nettoyées à l'alcool afin d'améliorer l'état de surface et de limiter la présence d'impuretés. En fonction de la nature des matériaux des différents éléments à coller, la résine bi-composants Epotecnny E505 ou la résine PMMA Adhesive S2002 de Altuglas ont été utilisées. Le centrage de l'électrode centrale par rapport à l'électrode de garde a été vérifié par radiographie (Figure 2. 20).

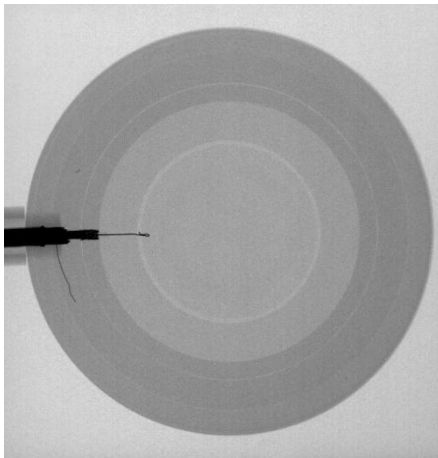


Figure 2. 20 : Radiographie de la chambre de référence.

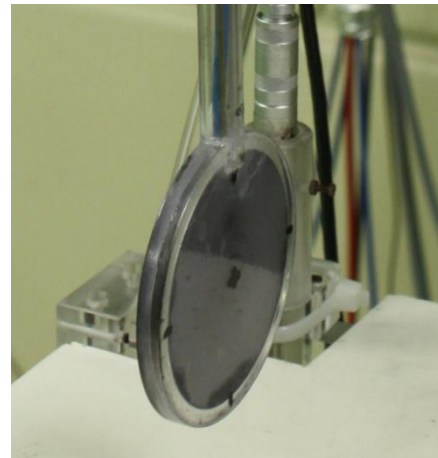


Figure 2. 21 : Photographie de la chambre de référence.

Pour sceller la boîte d'étanchéité avec le couvercle en PMMA, celui-ci a été collé avec la colle Adhesive S2002 mélangée à du dichlorométhane, afin de rendre la colle plus fluide. Le collage a été renforcé par un bourrelet de colle appliqué en plaçant l'intérieur de la chambre en dépression pour aspirer la colle dans les éventuelles anfractuosités.

Le tube de support a été fixé et rendu étanche à l'aide de la même colle. La mise à l'air de l'intérieur de la chambre est réalisée grâce à des passages au niveau du tube de support. Pour éviter que le câble ne subisse des efforts lors de la manipulation de la chambre, il a été bloqué au niveau du tube à l'aide de trois picots.

Plusieurs difficultés de montage ont été rencontrées : de l'eau s'est infiltrée dans les premières versions des chambres testées et des défauts d'isolement électrique sont également apparus pour deux autres chambres, entre l'électrode de collection et l'électrode

de garde ou entre l'électrode de garde et l'électrode de haute tension. Ceci nécessitait à chaque fois de rouvrir la chambre et de recommencer le montage une fois le problème identifié.

Le dernier montage s'est montré suffisamment robuste pour pouvoir envisager de faire des mesures de caractérisation : le mouvement propre mesuré est de l'ordre de quelques  $10^{-15}$  A, l'écart-type sur une mesure est inférieur à 0.01 % et les mesures sont répétables à 0.016 % près sur 8 h de mesures dans l'air au  $^{60}\text{Co}$ . Par la suite, cette chambre est nommée « SV-PMMA » pour chambre Simple Volume avec des électrodes en graphite et une boîte d'étanchéité en PMMA. Une photographie de cette chambre est présentée en Figure 2. 21. Elle a été utilisée pour l'ensemble des mesures de cette étude avec une tension nominale d'utilisation de 200 V afin d'avoir un potentiel de 100 V / mm au niveau du volume sensible.

### 2.2.2. Choix des dosimètres pour la correction de profil

L'établissement de références dosimétriques en termes de produit dose-surface dans les mini-faisceaux ne nécessite pas de mesure de profil. Cependant, la variation relative de la dose en fonction de la distance à l'axe du faisceau fait partie des données de base du système de planification de traitement. Par ailleurs, ce paramètre est indispensable en vue de la comparaison, dans un champ circulaire de 2 cm de diamètre, de l'approche en termes de produit dose-surface et de l'approche fondée sur une dose absorbée en un point. Pour cette taille de champ, il est en effet possible d'utiliser deux calorimètres (Figure 2. 22):

- le GR10 dont l'absorbeur fait 0.6 cm de diamètre. Ce volume sensible est alors pleinement irradié. Le coefficient d'étalonnage s'exprime en termes de dose absorbée en un point ;
- le GR11 dont l'absorbeur fait 3 cm de diamètre. La surface du volume sensible est donc plus grande que la section du faisceau et le calorimètre est alors partiellement irradié. Le coefficient d'étalonnage s'exprime en termes de produit dose-surface.

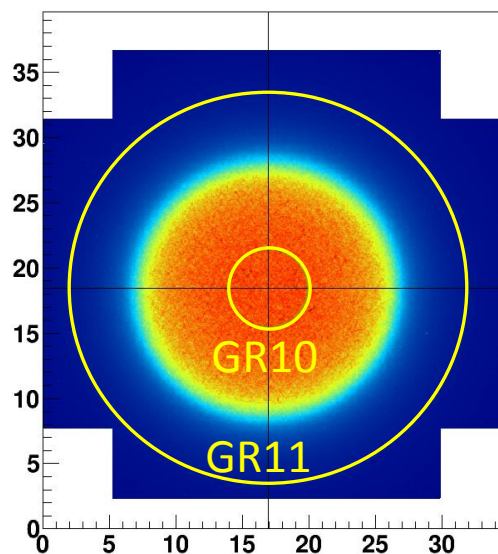


Figure 2. 22 : Représentation des surfaces sensibles des calorimètres GR10 et GR11 par rapport à un faisceau de 2 cm de diamètre (axes en mm).



La connaissance de la distribution 2D de la dose absorbée en relatif permet de remonter du produit dose-surface mesuré avec le grand calorimètre à une dose absorbée en un point. En effet, le GR11 mesure l'ensemble de l'énergie absorbée dans son volume sensible, ce qui correspond à l'intégrale de la distribution 2D de la dose absorbée sur la surface de l'absorbeur. La comparaison des deux calorimètres est donc possible en termes de dose absorbée en un point dans un champ de 2 cm de diamètre.

Plusieurs dosimètres ont été utilisés pour la mesure des profils de dose dans les mini-faisceaux. Le dosimètre idéal pour l'utilisation souhaitée devrait vérifier les conditions suivantes :

- bonne résolution spatiale afin de limiter l'effet de moyenne sur le volume sensible. Ce point est particulièrement sensible lorsque le gradient de dose varie, comme c'est le cas avant et après la pénombre (définie comme la zone où la dose absorbée passe de 80 à 20 % de la dose au centre) ;
- réponse indépendante de l'énergie : la dose déposée au-delà de la pénombre est essentiellement due à du rayonnement diffusé. L'allure du spectre photonique va donc être modifiée plus on s'éloigne de l'axe : la proportion de photons de basse énergie va augmenter alors que l'importance des photons de haute énergie va diminuer. Cette modification de spectre peut amener à introduire un facteur de correction sur le coefficient d'étalonnage du dosimètre qui nécessite une connaissance précise du spectre en chaque point. La dépendance en énergie étant délicate à mesurer précisément et la correction à appliquer difficile à estimer, il est souhaitable que le dosimètre utilisé pour la mesure de profils ait une réponse indépendante de l'énergie du faisceau ;
- réponse indépendante du débit de dose absorbée : la variation de l'énergie avec la distance à l'axe est également accompagnée d'une variation du débit de dose (celui-ci diminue lorsque l'on s'éloigne de l'axe). L'introduction d'un facteur de correction étant également délicate, il est préférable que le dosimètre utilisé pour la mesure de profils ait une réponse indépendante du débit de dose absorbée ;
- équivalence eau : afin de pouvoir exprimer les profils en pourcentage de dose, il est nécessaire que le dosimètre utilisé soit équivalent eau, c'est-à-dire que les ratios  $\frac{\left(\frac{S_{col}}{\rho}\right)_{eau}}{\left(\frac{S_{col}}{\rho}\right)_{det}}$  et  $\frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{eau}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{det}}$  soient constants quelle que soit l'énergie (et donc quel que soit le point de mesure). Pour cela, il faut que le numéro atomique et la masse volumique du matériau constituant le volume sensible soient proches de ceux de l'eau.

#### 2.2.2.1. Chambre d'ionisation PinPoint

La chambre d'ionisation étant le dosimètre le plus couramment utilisé dans les services de radiothérapie, il a été choisi d'utiliser une chambre PinPoint PTW\_31014 pour la mesure de profil. Celle-ci possède un petit volume sensible d'environ 0.015 cm<sup>3</sup> ayant la forme d'un cylindre de 0.5 cm de long et de 0.2 cm de diamètre. L'électrode centrale est en aluminium et la paroi de la cavité fait 0.066 cm d'épaisseur.



Une étude précédemment réalisée au laboratoire [44] a montré que le coefficient d'étalonnage d'une chambre PTW\_31010 variait de presque 5 % dans des faisceaux d'énergie moyenne comprise entre 44 et 141 keV. Bien qu'ayant un volume sensible beaucoup plus petit ( $0.015 \text{ cm}^3$  contre  $0.125 \text{ cm}^3$ ), la chambre PTW\_31014 utilisée pour la mesure de profil a des caractéristiques similaires à la chambre PTW\_31010 [45]. Il est donc très probable que la chambre d'ionisation PTW\_31014 présente également une sous-estimation de quelques pourcents des photons de basse énergie (dont la proportion augmente avec la distance à l'axe).

Afin d'avoir la meilleure résolution spatiale, l'axe de la chambre est placé parallèlement à l'axe du faisceau. Le temps d'intégration en chaque point du profil est de 10 s afin de mesurer un signal suffisant. La chambre est systématiquement pré-irradiée pendant 10 min avant la première mesure. Le centrage sur l'axe du faisceau est réalisé dans un premier temps à l'aide de la simulation lumineuse puis affiné grâce à la détermination de profils rapides selon les axes horizontal et vertical. Une tension de +150 V est appliquée, suite à l'étude menée par Le Roy [7, 46].

#### 2.2.2.2. Dosimètre diamant

Le diamant est un semi-conducteur permettant de transformer l'énergie déposée par un rayonnement en signal électrique. Il peut être utilisé comme une chambre d'ionisation en appliquant un champ électrique à l'aide d'électrodes placées de part et d'autre du diamant.

Dans le cadre du projet ANR DIADOMI, le Laboratoire des Capteurs Diamant (LCD) du CEA a développé une chambre d'ionisation en diamant monocristallin CVD (Chemical Vapor Deposition) adaptée aux mesures de dose dans les mini-faisceaux [47]. En tant que partenaire du projet et rédacteur du cahier des charges permettant de rendre le dosimètre diamant adapté aux mesures dans les mini-faisceaux, le LNHB a pu utiliser ce dosimètre pour les mesures de profils. Les caractéristiques du capteur diamant et sa comparaison à différents dosimètres du commerce sont disponibles dans plusieurs articles [31, 48]. Il présente un volume sensible parallélépipédique de  $0.1 \times 0.1 \times 0.0165 \text{ cm}^3$ ; sa lecture surestime les bas débits (moins de 1 % entre 80 et  $400 \text{ UM.min}^{-1}$ ).

Des mesures réalisées au LNHB par l'équipe du LCD en 2013 montrent une très forte sous-estimation des basses énergies : le coefficient d'étalonnage du dosimètre diamant varie de 42 % entre un faisceau d'énergie moyenne de 44 keV et de 141 keV. Les mesures de profils loin de l'axe pourraient donc en être impactées.

Le diamant est positionné et utilisé de la même manière que la chambre d'ionisation, avec son axe longitudinal selon l'axe du faisceau. Le volume sensible vu par le faisceau étant un rectangle de 1 mm de longueur et  $165 \mu\text{m}$  de largeur, le dosimètre est tourné de  $90^\circ$  autour de son axe longitudinal entre le profil horizontal et vertical afin que la plus petite dimension soit perpendiculaire à l'axe de déplacement. Une tension de +50 V est appliquée. Il s'est avéré nécessaire d'appliquer une correction du mouvement propre en chaque point du profil car celui-ci est compris entre 0.6 et 1.2 % du signal mesuré sur l'axe selon la taille de champ étudiée. Ceci a une influence essentiellement sur les mesures où le signal mesuré est faible (loin de l'axe).

### 2.2.2.3. Films gafchromiques EBT3

Les films gafchromiques EBT3 sont composés d'un substrat de 30  $\mu\text{m}$  d'épaisseur entouré de deux couches protectrices symétriques de polyester, chacune de 120  $\mu\text{m}$  d'épaisseur. Sous irradiation, une réaction de polymérisation est induite dans le substrat entraînant un noircissement du film d'autant plus important que la dose absorbée est grande. Une courbe d'étalonnage est nécessaire pour convertir le noircissement du film en dose absorbée. Contrairement aux films argentiques, les films gafchromiques ne nécessitent pas de développement chimique après irradiation, sont insensibles à la lumière, peuvent être découpés et placés directement dans l'eau (sous certaines précautions). Ils sont également considérés comme équivalents eau (Tableau 2. 3 issu de [49]).

Layer	COMPOSITION (ATOM%)						
	C	H	O	N	Li	Cl	Z <sub>eff</sub>
Active layer (contains about 7.5% water)	25.0%	54.2%	9.6%	10.4%	0.7%	0.1%	7.14
Surface layer (contains about 15% water)	22.5%	53.3%	11.1%	12.7%	0.2%	0.2%	6.84
Polyester	45.5%	36.4%	18.2%	0.0%	0.0%	0.0%	6.64

Tableau 2. 3 : Composition des films EBT3. Pour rappel,  $Z_{\text{eau}} = 7.3$ .

La résolution spatiale des films est déterminée par la largeur du pixel choisie lors de la numérisation et peut donc être inférieure au millimètre. Par contre, plus la surface de lecture est petite et plus l'incertitude est grande. Les films sont des dosimètres 2D donnant accès à la cartographie de dose absorbée dans un plan ce qui est un gros avantage pour l'utilisation prévue dans ce projet.

Le LNHB a ainsi fait l'acquisition d'un scanner Epson Perfection V750 Pro A4 permettant de réaliser des numérisations au format RGB (Red-Green-Blue), enregistrées ensuite au format TIFF (Tagged Image File Format) en 48 bits. Comme la commercialisation des EBT3 est relativement récente (2011), ces dosimètres ont donné lieu à une étude spécifique pour déterminer leur protocole d'utilisation et leur dépendance en fonction du débit et de l'énergie, présentée dans le Chapitre 3.

## 2.3. L'accélérateur Saturne 43

### 2.3.1. Description générale

L'ensemble des mesures décrites dans cette thèse a été réalisé sur l'accélérateur médical du LNHB, un Saturne 43 (General Electric). Une illustration des principaux éléments rencontrés par le faisceau est fournie Figure 2. 23. Les électrons sortant de la section accélératrice sont déviés à 270° à l'aide de bobines magnétiques. Les photons sont produits par rayonnement de freinage lorsque les électrons interagissent avec une cible en tungstène placée sur l'axe du faisceau. Le cône égalisateur permet ensuite d'homogénéiser la fluence photonique sur une large surface. Enfin, les chambres moniteurs à transmission permettent de contrôler le débit du faisceau avant que celui-ci ne soit mis en forme par les mâchoires.

Pour plus de stabilité, la tête d'irradiation est placée à l'horizontale (Figure 2. 24). Le détecteur à utiliser est fixé sur un bras permettant des déplacements selon les axes X, Y et Z comme décrits sur la Figure 2. 24. Le fantôme peut également se déplacer selon l'axe X, afin de pouvoir faire varier la profondeur de mesure tout en gardant la même distance source-détecteur. Pour les mesures calorimétriques, un montage spécifique permet de

disposer le fantôme graphite et le fantôme eau côte à côte et de placer rapidement l'un ou l'autre devant le faisceau à l'aide d'un axe motorisé.

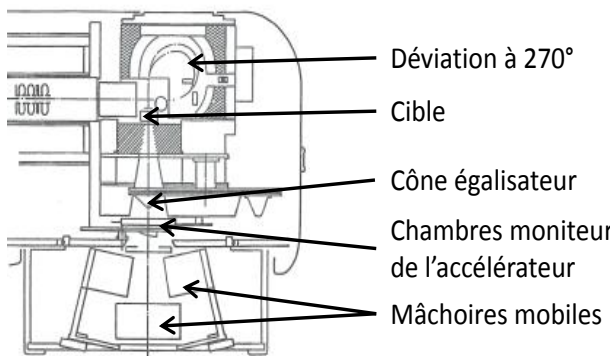


Figure 2. 23 : Schéma des principaux éléments rencontrés par le faisceau dans la tête d'irradiation.

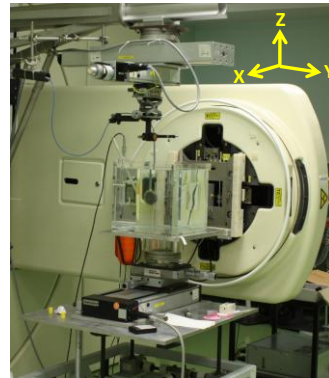


Figure 2. 24 : Photographie du Saturne 43 et définition des axes du repère utilisé.

Les références dosimétriques établies au cours de cette étude ont été établies dans un faisceau de 6 MV avec cône égalisateur. Cette énergie correspond à celle généralement utilisée par les appareils de traitement délivrant des mini-faisceaux (cf Tableau 1.2. du Chapitre 1).

### 2.3.2. Utilisation d'un collimateur additionnel

Les mâchoires du Saturne 43 ne permettent pas de délimiter des faisceaux reproductibles de dimensions inférieures à 4 cm x 4 cm. Comme pour l'établissement de références dosimétriques dans un champ de 2 cm de côté [7], un collimateur additionnel a été ajouté en sortie de la tête d'irradiation pour définir des mini-faisceaux (Figure 2. 25). Afin de respecter la divergence du faisceau, un cône a été percé dans un bloc de 10 cm d'épaisseur composé à 96.8 % de tungstène. Les quatre collimateurs disponibles au laboratoire permettent ainsi de définir des champs de 2, 1, 1.5 et 0.75 cm de diamètre à l'isocentre.

Le support des collimateurs utilisé a été spécialement conçu pour cette étude afin d'assurer une bonne reproductibilité des mini-faisceaux délivrés. Il permet certaines rotations afin d'aligner finement le collimateur selon l'axe du faisceau. Cette étape est en effet cruciale pour justifier l'hypothèse d'un faisceau parfaitement circulaire lors des simulations Monte Carlo.

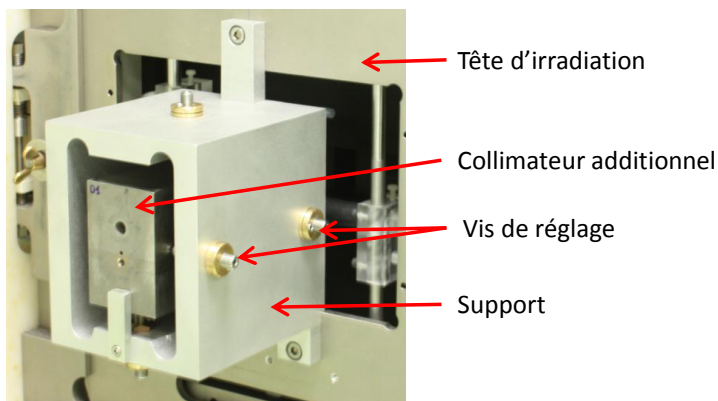


Figure 2. 25 : Photographie du collimateur additionnel dans son support au niveau de la tête d'irradiation.

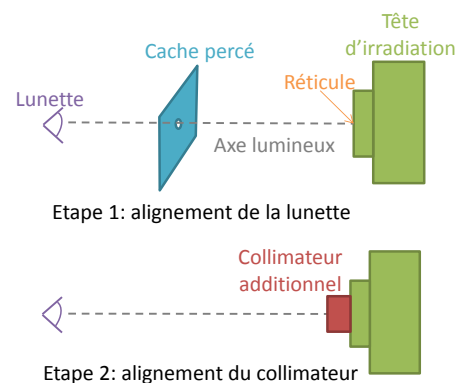


Figure 2. 26 : Etapes d'alignement du collimateur selon l'axe du faisceau.

L'alignement du collimateur secondaire est réalisé à l'aide d'une lunette, placée à distance de l'accélérateur (environ 4 m). Celle-ci est préalablement alignée selon l'axe de la simulation lumineuse à l'aide du réticule et d'un cache percé d'un trou de petit diamètre placé à mi-distance entre le réticule et la lunette, sur l'axe lumineux (Figure 2. 26). Lorsque le collimateur est placé à la sortie de la tête d'irradiation, il est possible de voir à la lunette les cercles correspondants à la face d'entrée et à la face de sortie du trou conique réalisé dans le tungstène (Figure 2. 27). L'alignement est considéré correct lorsque ces deux cercles sont centrés l'un par rapport à l'autre.

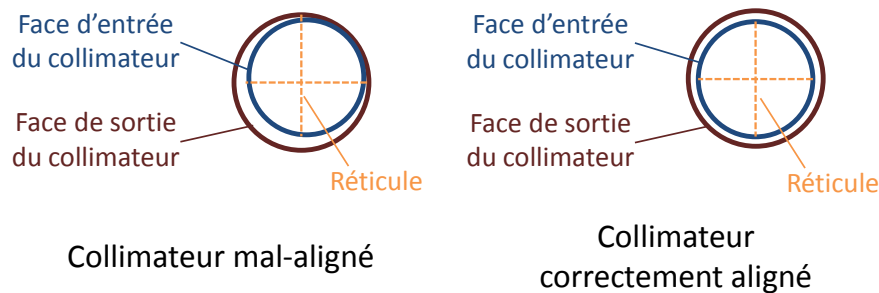


Figure 2. 27 : Vues de la lunette permettant de considérer le collimateur comme mal ou bien aligné.

L'alignement du collimateur a été vérifié à l'aide de films, qui permettent de vérifier directement la circularité du faisceau. Les mesures de profils réalisées à l'aide de la chambre d'ionisation PinPoint PTW\_31014 selon les axes horizontaux, verticaux et deux diagonales ont permis de confirmer que la technique utilisée permettait de justifier une géométrie parfaitement circulaire (Figure 2. 28).

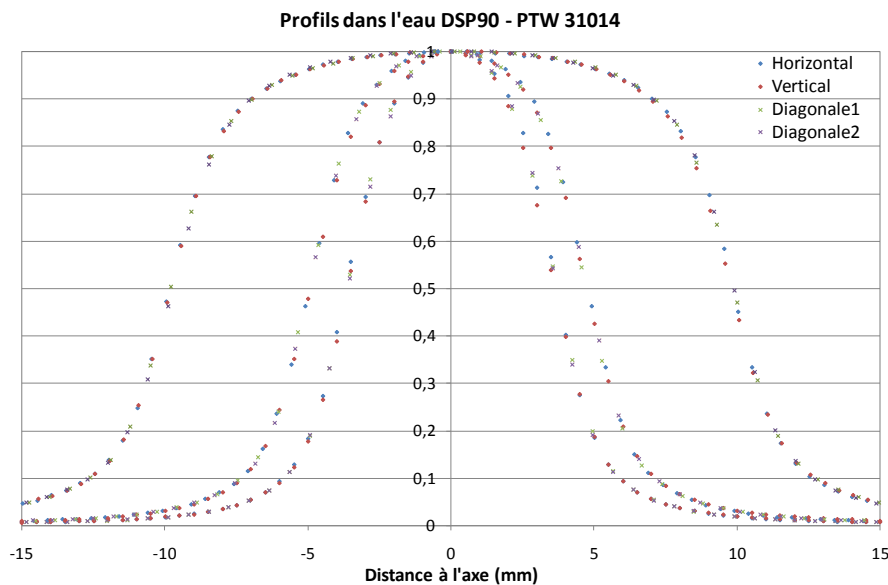


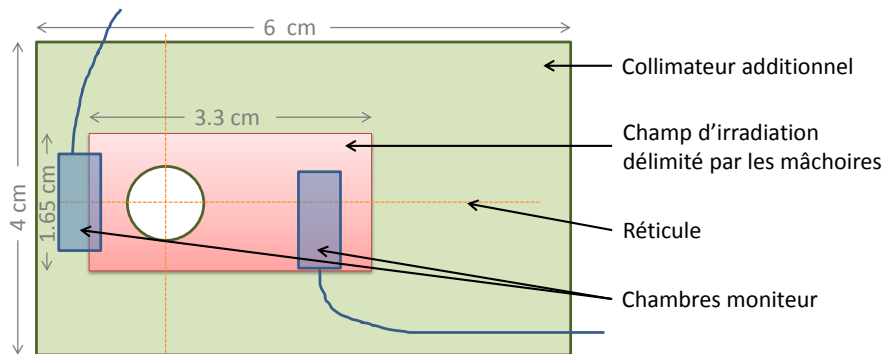
Figure 2. 28 : Profils mesurés avec la chambre PinPoint selon l'axe horizontal, diagonal et selon deux diagonales pour des faisceaux de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre.

### 2.3.3. Monitoring du faisceau

Toutes les mesures ionométriques ont été rapportées à la lecture d'une chambre moniteur. Celle-ci permet en effet de tenir compte d'une éventuelle variation du débit de l'accélérateur pendant l'irradiation. La chambre moniteur à transmission de l'accélérateur n'étant pas considérée comme suffisamment fiable, deux autres chambres moniteurs ont été

installées en sortie de la tête d'irradiation. Habituellement, l'une d'entre elles est placée en sortie de la tête d'irradiation, en bord de champ et l'autre est placée au fond de la cuve, également en bord de champ. Cependant, pour des mini-faisceaux, ces positions ne sont pas adaptées : soit ce moniteur perturbe la mesure, soit son exposition varie avec le déplacement du dosimètre de mesure.

Pour contourner cette difficulté, les deux chambres moniteur ont été placées avant le collimateur additionnel. Elles sont ainsi irradiées par le champ rectangulaire délimité par les mâchoires mais ne perturbent pas la mesure dans le mini-faisceau délimité par le collimateur additionnel (Figure 2. 29). Il a été choisi d'en positionner une de manière à ce qu'elle soit pleinement irradiée et l'autre afin qu'elle affleure dans le champ.



**Figure 2. 29 : Dimensions du faisceau délimité par les mâchoires sur la face d'entrée du collimateur additionnel et position des chambres moniteurs.**

Lors des différentes campagnes de mesure, il est apparu que le moniteur pleinement irradié avait un mouvement propre qui augmentait au cours du temps, probablement à cause du vieillissement de la chambre sous irradiation. Pour chaque mesure, le moniteur donnant la réponse la plus stable a été choisi.

## 2.4. Les simulations Monte Carlo

La mesure calorimétrique étant réalisée dans le graphite, un facteur de transfert est nécessaire pour ramener la mesure calorimétrique effectuée dans le graphite à une dose absorbée dans l'eau. Ce facteur peut être déterminé selon deux approches différentes:

- La méthode « avec dosimètre de transfert » utilise un dosimètre (généralement solution de Fricke ou pastille d'alanine) qui peut être utilisé aussi bien dans le graphite que dans l'eau. Des simulations Monte Carlo sont nécessaires pour passer de la dose absorbée dans l'absorbeur du calorimètre graphite à la dose absorbée dans le dosimètre de transfert placé dans le graphite ainsi que pour passer de la dose absorbée dans le dosimètre de transfert placé dans l'eau à la dose absorbée dans l'eau au point de référence. Des mesures de transfert par dosimétrie de Fricke ont été réalisées dans deux mini-faisceaux étudiés (2 et 1 cm de diamètre) mais cette méthode n'a pas donné satisfaction (reproductibilité insuffisante) ;
- La méthode « directe » ne se fonde que sur les simulations Monte Carlo pour déterminer le facteur de transfert eau / absorbeur. Cette approche a été validée par comparaison avec la méthode « avec dosimètre de transfert » pour différents

faisceaux dans un champ carré de 10 cm de côté [7] et a été retenue ici car son incertitude est plus faible.

Le facteur de transfert a été déterminé à l'aide de deux codes : EGS<sub>nrc</sub>[50] et PENELOPE [51]. Les simulations sous EGS<sub>nrc</sub> ne seront pas détaillées : elles ont été réalisées au LNHB [52, 53] mais ne rentrent pas dans le cadre de cette thèse.

### 2.4.1. Description du code PENELOPE

PENELOPE (PENetration and EnergyLOSS of Positrons and Electrons) est un code généraliste basé sur un algorithme Monte Carlo permettant de simuler les interactions rayonnement-matière [51]. Il repose sur la génération de nombres pseudo-aléatoires afin de suivre chronologiquement les interactions engendrées lors du transport d'une particule dans la matière. Initialement développé pour les particules chargées, il permet également le suivi des photons. Le suivi des électrons est réalisé à l'aide d'une simulation mixte des interactions à fortes et faibles pertes d'énergies et déflexions angulaires, ce qui le rend particulièrement intéressant dans le domaine de la physique médicale. Ses tables de sections efficaces et ses modèles de transport des électrons sont également régulièrement mis à jour.

Plusieurs études ont déjà été menées au LNHB à l'aide de ce code [7, 54, 55]. La version parallèle utilisée spécifiquement pour la présente étude (penmain\_MPI\_2.52 [56]) permet de répartir le calcul sur plusieurs cœurs (généralement 32) et ainsi de diminuer le temps d'exécution.

L'utilisation du code PENELOPE dans une situation donnée nécessite le renseignement de trois fichiers d'entrée :

- le fichier « géométrie » qui permet de décrire les régions à simuler à l'aide de surfaces quadratiques ;
- le fichier « matériaux » qui contient toutes les propriétés physiques comme les sections efficaces d'interaction propres à chacun des matériaux utilisés ;
- le fichier de lancement qui est lu par le code PENELOPE au démarrage de la simulation et qui permet de spécifier les paramètres de simulation (caractéristiques de la source, paramètres de transport, ...).

L'ensemble des fichiers d'entrée ont été inspirés de ceux déjà existant au sein du laboratoire [7, 54, 55]. En particulier, l'étude réalisée par M. Le Roy pour la simulation d'un champ carré de 2 cm de côté [7] a pu servir de modèle.

#### 2.4.1.1. Fichier géométrie

Le fichier géométrie décrivant l'accélérateur Saturne 43 contient, par ordre chronologique selon le parcours des particules : la fenêtre d'entrée, la cible, les collimateurs primaires, le filtre égalisateur, le collimateur secondaire, une chambre moniteur, le filtre anti-rétrodiffusé, la chambre moniteur, les mâchoires supérieures en Y et en X, les mâchoires inférieures en Y et en X. Les principaux éléments sont représentés Figure 2. 30.

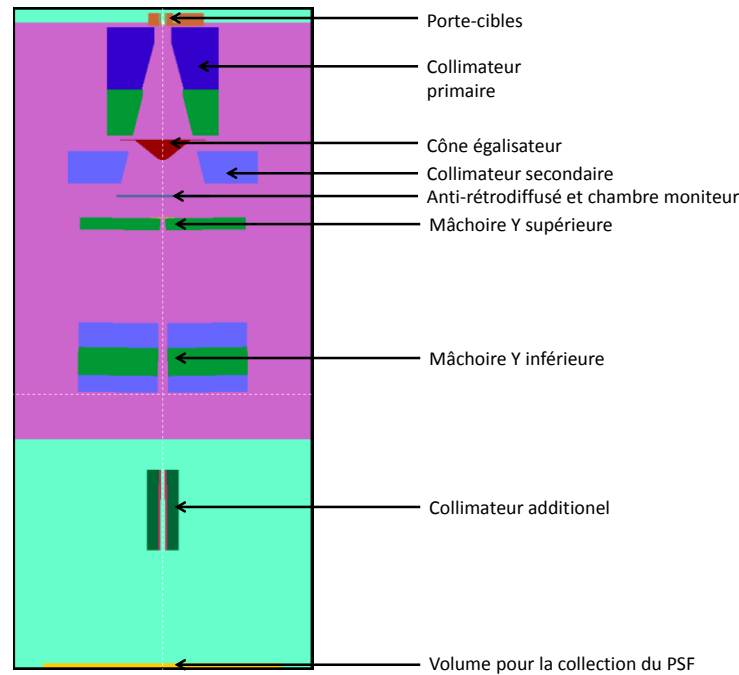


Figure 2. 30 : Géométrie renseignée pour les simulations de l'accélérateur Saturne 43.

Ce fichier a été adapté pour les calculs en petits champs : le collimateur additionnel a été ajouté et l'angulation des mâchoires a été modifiée pour correspondre aux dimensions du champ rectangulaire arrivant sur le collimateur additionnel (cf Figure 2. 29). Les différentes structures ont été réorganisées entre elles selon l'arborescence présentée dans la Figure 2. 31 afin de limiter le nombre de régions à tester pour chaque position de la particule dans la géométrie, ceci dans l'optique d'accélérer sa localisation [57].

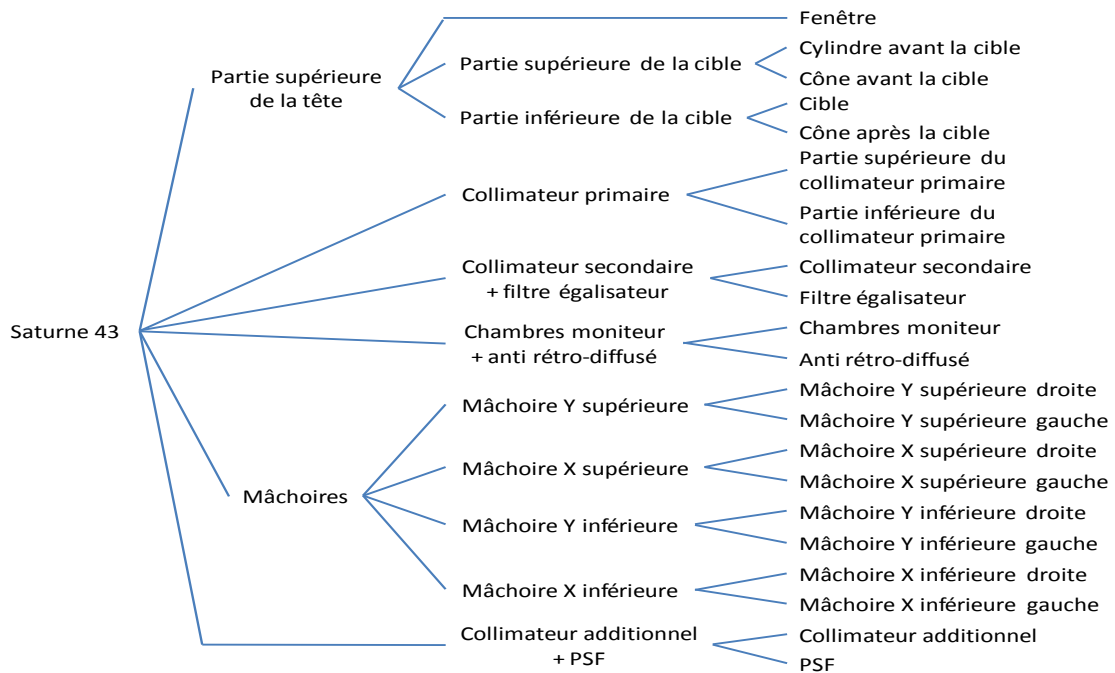


Figure 2. 31 : Arbre généalogique du fichier géométrie pour la simulation du Saturne 43.

#### 2.4.1.2. Fichier matériau

Les fichiers matériaux ont été compilés à partir des données de base fournies par PENELOPE. Leurs caractéristiques principales sont présentées dans le Tableau 2. 4. A noter que le tungstène utilisé pour la fabrication des collimateurs circulaires est différent de celui du collimateur 2 cm x 2 cm. Les traces des différents matériaux cités n'ont pas été prises en compte et le pourcentage relatif du cobalt a été relevé à 0.2 %.

Un volume pour la collection du PSF (Phase Space File) a été placé à la sortie de la tête d'irradiation, après le collimateur additionnel, à 80 cm de la cible (Figure 2. 29). Les caractéristiques des particules qui le traversent sont alors enregistrées dans un fichier qui peut ensuite être utilisé comme fichier d'entrée pour la suite du transport des particules dans les fantômes. Ceci est particulièrement intéressant lorsque plusieurs géométries doivent être modélisées en sortie de la tête d'irradiation (fantôme d'eau, fantôme en graphite, différents dosimètres à simuler, ...). La tête d'irradiation n'est en effet simulée qu'une fois ce qui permet de gagner du temps de calcul.

La région où le PSF est relevé est composée d'air, avec un indice de matériau distinct de l'air entourant les structures de l'accélérateur mais de composition rigoureusement identique. Cette précaution a été prise afin de s'assurer que les caractéristiques de toutes les particules entrant dans le PSF soient bien enregistrées.



	Masse volumique (g.cm <sup>-3</sup> )	Elément	Z	Proportion (pourcentage massique)
Titane	4.54	Titane	22	100
Tungstène	19.3	Tungstène	74	100
XC10	7.8	Fer	26	62.3
		Manganèse	25	21.4
		Carbone	6	16.3
Denal	16.8	Tungstène	74	75.7
		Nickel	28	18.3
		Cuivre	29	6
Inox	7.8	Fer	26	67.7
		Chrome	24	19
		Nickel	28	9.3
		Silicium	14	1.9
		Manganèse	25	2
		Carbone	6	0.1
Plomb	11.35	Plomb	82	100
Kapton	1.42	Carbone	6	56.4
		Hydrogène	1	25.6
		Oxygène	8	12.8
		Azote	7	5.2
Aluminium	2.7	Aluminium	13	100
Air	1.2048 10 <sup>-3</sup>	Azote	7	78.44
		Oxygène	8	21.07
		Argon	18	0.47
		Carbone	6	0.02
Densimet 185	18.5	Tungstène	74	96.8
		Nickel	28	2
		Fer	26	1
		Cobalt	27	0.15
		Traces de manganèse, cuivre, carbone, soufre (non prises en compte)		

Tableau 2. 4 : Caractéristiques de matériaux composant la tête d'irradiation.

#### 2.4.1.3. Fichier de lancement

Les paramètres physiques de transport des photons et des électrons sont identiques pour tous les matériaux et sont indiqués dans le Tableau 2. 5. Les paramètres  $C_1$  et  $C_2$  permettent de déterminer le parcours d'un électron entre deux collisions « dures ».  $C_1$  détermine l'angle moyen de déviation entre deux collisions catastrophiques et  $C_2$  correspond à la proportion maximale d'énergie perdue entre deux interactions catastrophiques.  $W_{cc}$  et  $W_{cr}$  sont des seuils en énergie pour les collisions catastrophiques et pour les émissions de Bremsstrahlung respectivement. Contrairement à  $C_1$  et  $C_2$  qui sont des paramètres liés à la particule principale,  $W_{cc}$  et  $W_{cr}$  donnent les limites énergétiques sur les particules secondaires mises en mouvement par la particule principale.  $DSMAX$  correspond au parcours maximum entre deux interactions catastrophiques.

$C_1 / C_2$	0.05 / 0.05 (valeurs recommandées dans [51])
Energie de coupure (keV) : électrons / photons / positons	500 / 10 / 500
$W_{cc} / W_{cr}$ (keV)	10 / 10
DSMAX	1/20 de la plus petite dimension pour la cible Valeur par défaut pour les autres structures (un dixième de l'épaisseur)

Tableau 2. 5 : Paramètres de simulation dans la tête d'irradiation.

Les autres informations présentes dans le fichier de lancement, comme les caractéristiques de la source et les techniques de réduction de variance utilisées sont décrites dans des paragraphes spécifiques ci-dessous.

## 2.4.2. Techniques de réduction de variance

Les techniques de réduction de variance permettent, pour une même durée de simulation, de diminuer l'incertitude statistique sur le résultat recherché, par exemple en dupliquant les photons se dirigeant vers la zone d'intérêt ou en abandonnant ceux qui s'en éloignent. Les techniques décrites ci-dessous sont issues de la version parallèle MPI de PENELOPE et ne sont pas transposables à sa version standard.

### 2.4.2.1. Paramètres étudiés

Pour l'étude des techniques de réduction de variance, une cuve d'eau a été ajoutée en sortie de la tête d'irradiation, à 90 cm de la cible. Les paramètres d'étude utilisés pour comparer les performances des simulations sont inspirés de [58]. Ils comprennent :

- la vitesse  $s$  définie par  $s = \frac{N}{T}$  avec  $N$  le nombre de particules primaires simulées et  $T$  la durée de simulation ;
- l'efficacité  $\varepsilon$  définie par  $\varepsilon = \left( \frac{\bar{E}}{\sigma_E} \right) \frac{1}{T}$  avec  $\bar{E}$  l'énergie moyenne déposée dans un voxel cylindrique de 2 mm de rayon et 5 mm de profondeur selon la direction du faisceau, situé à 10 cm de profondeur.  $\sigma_E$  est son écart-type associé ;
- le rendement  $r$  défini par  $r = \frac{\text{nombre de particule dans le PSF}}{\text{nombre de particules primaires}}$  ;
- la distribution des poids statistiques des particules enregistrées dans le PSF.

De ces paramètres, l'efficacité est considérée comme le plus significatif car elle prend en compte l'incertitude sur la grandeur d'intérêt et la durée de simulation.

### 2.4.2.2. Techniques disponibles dans la version parallèle

- Bremsstrahlung orienté :

Cette technique permet d'augmenter virtuellement la production dans la cible de photons de freinage dans une direction privilégiée. Pour chaque électron primaire ayant une direction comprise dans un cône de demi-angle  $\alpha$  relatif à l'axe du faisceau incident et qui va réaliser une interaction de type Bremsstrahlung, le nombre de photons émis va être multiplié par un facteur  $Ibnum$ . Afin de ne pas biaiser la simulation, le poids de chaque photon sera en contrepartie divisé d'un facteur  $Ibnum$ . Il est également possible de privilégier la direction d'émission du photon de Bremsstrahlung en multipliant d'un facteur  $Bfact$  la

probabilité qu'a un électron primaire d'émettre un photon de Bremsstrahlung dans un cône de demi-angle  $\alpha P$  relatif à l'axe du faisceau incident.

Plusieurs simulations ont été réalisées afin d'évaluer indépendamment l'influence des quatre paramètres décrits ci-dessus :  $\alpha B$ ,  $Ibnum$ ,  $Bfact$  et  $\alpha P$ . Les tendances observées et les valeurs retenues sont résumées dans le Tableau 2. 6. A titre d'information, l'angle délimité par le collimateur primaire est de  $15^\circ$ .

Paramètre	Avantages	Inconvénient	Valeur retenue
$Ibnum$	<ul style="list-style-type: none"> <li>- L'efficacité augmente</li> <li>- Le rendement augmente</li> <li>- La fluctuation des poids diminue</li> </ul>	- La vitesse diminue	<b>100</b>
$\alpha B$	<ul style="list-style-type: none"> <li>- L'efficacité atteint un maximum pour <math>\alpha B=4^\circ</math></li> <li>- Le rendement augmente</li> <li>- La fluctuation des poids diminue</li> </ul>	- La vitesse diminue	<b><math>4^\circ</math></b>
$Bfact$ , $\alpha P$	/	- Grande dispersion des poids statistiques	<b>Non utilisé</b>

**Tableau 2. 6 : Influence des paramètres liés au Bremsstrahlung orienté. Les tendances décrites sont associées à l'augmentation de la valeur du paramètre décrit.**

La valeur de  $Ibnum$  retenue correspond à la moitié de la valeur maximale admise. Le demi-angle  $\alpha B$  associé permet de décrire un cône possédant un rayon d'environ 7 cm à 100 cm de la source.  $Bfact$  et  $\alpha P$  n'ont pas été utilisés par mesure de précaution, la convergence des résultats étant difficile à obtenir.

- Roulette russe :

Cette technique sélectionne les photons en fonction de leur direction par rapport à la direction du faisceau incident: si elle est comprise dans un cône de demi-angle  $\alpha$  et que le poids statistique du photon est supérieur à  $Wghts$ , la particule est dupliquée proportionnellement à  $1/Wghts$ . Si la direction du photon est au-delà du cône et que son poids est inférieur à  $Wghtr$ , la particule est abandonnée selon une probabilité  $pkill$ . Dans notre cas, la duplication des particules a été désactivée en fixant  $Wghts$  à une valeur élevée ( $10^4$ ).

Bien qu'un gain d'efficacité ait été constaté lors de l'utilisation de la roulette russe, un triplet de paramètres ( $\alpha$ ,  $Wghtr$ ,  $pkill$ ) optimal n'est pas apparu de manière évidente pour cette technique de réduction de variance. Par ailleurs, la roulette russe n'est pas localisée au niveau d'une structure mais s'applique à toute la géométrie. Pourtant, une petite valeur d' $\alpha$  est nécessaire en haut de la tête d'irradiation pour ne pas suivre inutilement les particules se dirigeant vers les mâchoires alors qu'une grande valeur d' $\alpha$  est nécessaire en bas de la géométrie afin de suivre correctement les photons de basse énergie ayant un grand angle par rapport à l'axe du faisceau. Il a donc été décidé de ne pas utiliser la roulette russe par la suite.

- Splitting rotatif :

Cette technique, indépendante de la précédente, tire profit de la symétrie cylindrique qui existe sur les premiers éléments de la tête d'irradiation : pour une structure donnée, une particule d'un poids statistique supérieur à  $Wghtcs$  va être dupliquée  $Nsptcs$  fois. Les particules filles ont la même énergie et le même poids, pondéré d'un facteur  $1/Nsptcs$  par

rapport à la particule mère ; seule la position et la direction sont modifiées en réalisant une rotation itérative autour de l'axe du faisceau incident.

Cette technique a été appliquée dans un volume d'air situé juste au-dessus des mâchoires. Le volume est un cylindre de 15 mm de rayon, ce qui correspond à un champ de 49 mm de rayon à l'isocentre (Figure 2. 32). Les tendances observées et les valeurs retenues pour cette technique de réduction de variance sont résumées dans le Tableau 2. 7.

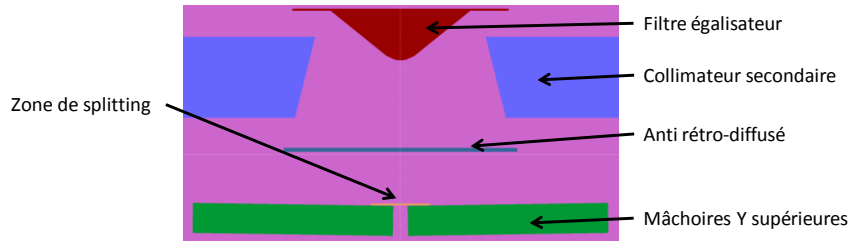


Figure 2. 32 : localisation de la zone de splitting.

Paramètre	Avantage	Inconvénient	Valeur retenue
$N_{sptcs}$	<ul style="list-style-type: none"> <li>- L'efficacité augmente</li> <li>- Le rendement augmente</li> <li>- La fluctuation des poids diminue</li> </ul>	- La vitesse diminue	20
$W_{ghtcs}$	/	- L'efficacité diminue	$10^{-4}$

Tableau 2. 7 : Influence des paramètres liés au splitting rotatif. Les tendances décrites sont associées à l'augmentation de la valeur du paramètre décrit.

L'utilisation conjointe de la technique du Bremsstrahlung orienté et du splitting rotatif permet de gagner un facteur 253 en rendement et 9.8 en efficacité.

#### 2.4.2.3. Suivi des électrons

Beaucoup d'électrons mis en mouvement dans le système de collimation sont suivis inutilement, ce qui augmente le temps de simulation alors que leur contribution au PSF est très faible. Afin de ne pas suivre inutilement ces particules, il est proposé de placer une « peau » à la surface de chacune des structures de la tête d'irradiation en contact avec le faisceau incident. L'objectif est de suivre les particules chargées correctement dans cette « peau » et de fixer une énergie de coupure élevée dans le reste de la structure. Cette « peau » ne modifie en rien la géométrie de la tête. Elle est composée d'un matériau identique à celui de la structure à laquelle elle est rattachée mais pour laquelle il sera possible de modifier les énergies de coupure. Cette technique a été proposée par Brualla *et al.* [58] et est assez proche de la technique du « range rejection » sous EGS<sub>nrc</sub> qui permet d'arrêter le suivi des électrons si ceux-ci ne sont pas suffisamment énergétiques pour aller déposer de l'énergie dans une autre région que celle où ils ont été créés.

Plusieurs essais ont été menés pour utiliser cette technique de réduction de variance, notamment avec une peau de 3 mm d'épaisseur sur toutes les structures, sans pour autant voir d'influence sur l'efficacité de la simulation. Il a finalement été choisi de comparer une simulation « classique » sans peau pour laquelle toutes les particules sont suivies et une simulation « peau » où les électrons ne sont suivis qu'au niveau de la cible et du collimateur additionnel sur une épaisseur de 3 mm (Figure 2. 33). Les énergies de coupure utilisées sont indiquées dans le Tableau 2. 8.

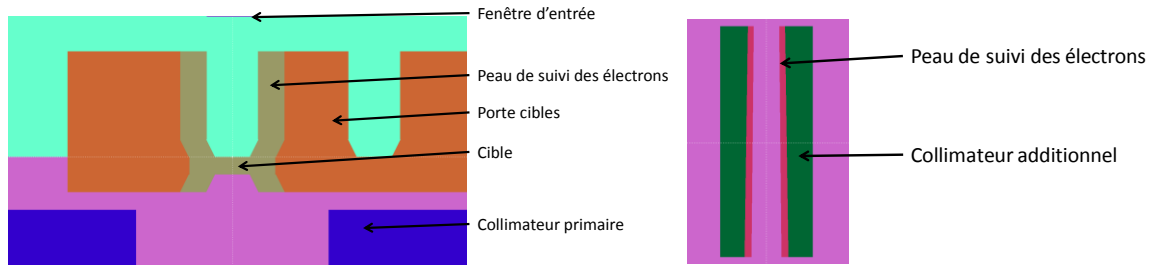


Figure 2. 33 : Zones de suivi des électrons : au niveau de la cible (à gauche) et du collimateur additionnel (à droite).

Energie de coupe (keV)	Zone de peau	Zone hors peau
Electrons	500	$1 \cdot 10^6$
Photons	10	10
Positons	500	$1 \cdot 10^6$

Tableau 2. 8 : Energie de coupe des particules selon la zone de simulation.

Pour un même nombre de particules dans le PSF, la simulation « peau » est 13 % plus rapide et aucune différence entre les rendements en profondeur n'est visible, aux incertitudes de 0.8 % près (Figure 2. 34). Le suivi des électrons en dehors de la peau de la cible et de celle du collimateur additionnel n'apparaît donc pas essentiel. Ceci pourrait s'expliquer par le fait que les électrons mis en mouvement dans les structures déposent leurs énergies dans celle-ci ou sont arrêtés par le collimateur additionnel. Les photons générés par des électrons secondaires doivent également être arrêtés par le collimateur additionnel. Par la suite, la simulation « peau » a été conservée.

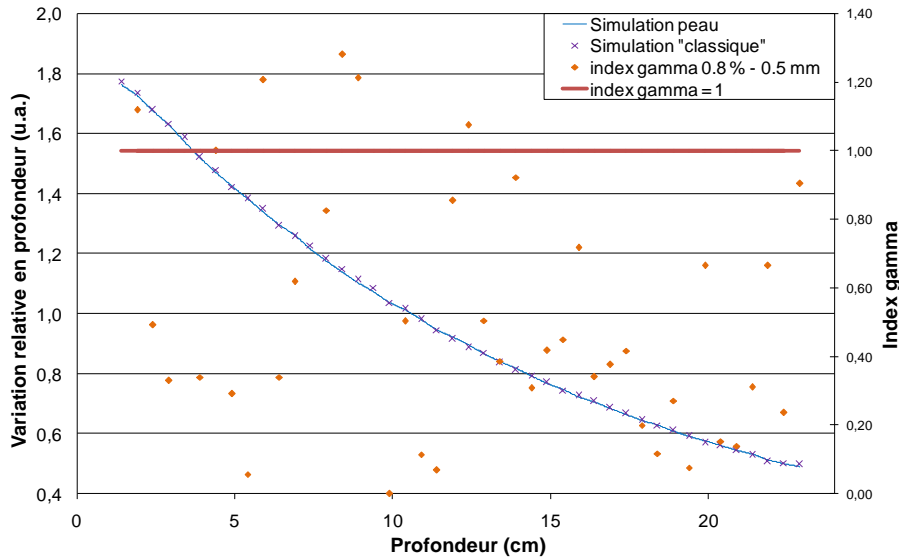


Figure 2. 34 : Comparaison des rendements obtenus à partir des simulations « classique » et « peau ». Le calcul de l'index gamma est détaillé en Annexe C.

Les fichiers d'entrée et les paramètres sélectionnés précédemment décrits ont été utilisés pour modéliser la tête d'accélération pour chaque taille de mini-faisceau. Une fois les paramètres des électrons initiaux déterminés, un PSF a été enregistré pour un grand nombre de particules initiales (quelques  $10^9$  particules primaires). Celui-ci a ensuite été utilisé pour déterminer la dose absorbée dans différentes géométries et les facteurs de transfert qui en découlent.

# **Chapitre 3 : mise en œuvre des dosimètres et mesures dans les mini-faisceaux**

Ce chapitre regroupe l'ensemble des mesures réalisées avec les différents dosimètres. Les mesures réalisées avec le nouveau calorimètre dans les mini-faisceaux y sont ainsi décrites. L'utilisation d'une chambre d'ionisation de grand volume entraînant certaines modifications sur la mesure de grandeurs couramment utilisées (comme la correction de saturation, l'indice de qualité et le rendement en profondeur), les résultats obtenus dans les mini-faisceaux sont présentés. Enfin, le protocole d'utilisation des films EBT3 qui a été mis en place au laboratoire et l'étude de leur réponse en fonction de la dose absorbée, du débit et de l'énergie sont décrits. Les profils obtenus à l'aide des films sont également comparés à ceux obtenus avec d'autres dosimètres.

Sauf indication contraire, les incertitudes mentionnées sont des incertitudes-types.

### **3.1. Le calorimètre GR11**

Le calorimètre de grande section une fois construit, des mesures dans un faisceau large ont été réalisées pour s'assurer de son bon fonctionnement. Après avoir été comparés à d'autres calorimètres disponibles au laboratoire, il a été utilisé pour les mesures dans les mini-faisceaux.

#### **3.1.1. Comparaison avec les GR09 et GR10**

Pour toutes les mesures calorimétriques qui suivent, et ce jusqu'à la fin de ce rapport, le mode adiabatique a été systématiquement utilisé. Ce type de fonctionnement permet d'ajuster la température de l'écran en fonction de celle de l'absorbeur : une contre réaction entre ces deux corps est appliquée afin de garder constante et minimale la différence de températures. Le manteau est, quant à lui, régulé à une température légèrement supérieure à celle de la salle pour s'affranchir des fluctuations thermiques naturelles. Le mode adiabatique a aussi l'avantage de limiter la fluctuation des fuites thermiques entre les corps lorsque la température dans l'absorbeur augmente. Il n'est alors pas nécessaire d'introduire un facteur correctif pour les fuites thermiques puisque celles-ci sont considérées comme identiques entre l'étalonnage électrique et la mesure sous irradiation.

Avec ce mode de fonctionnement, une succession de mesures espacées de mouvements propres est réalisée, une mesure pouvant avoir lieu sous irradiation ou lors d'un étalonnage électrique. L'élévation de température pendant une irradiation (ou un étalonnage) est déterminée en extrapolant les droites de variation de la température lors des mouvements propres à mi-irradiation (ou mi-étalonnage) comme indiqué dans la Figure 3. 1.

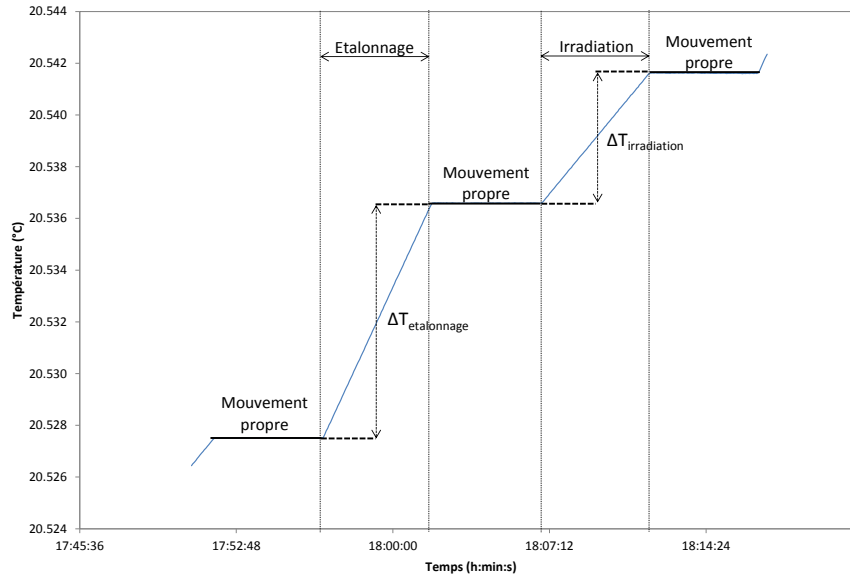


Figure 3. 1 : Variation de la température de l'absorbeur en mode adiabatique.

Les calorimètres graphite GR09 et GR10 ont déjà fait l'objet d'une comparaison dans un faisceau de Cobalt en mode adiabatique [21]. Les mesures réalisées avec le GR11 sur le même faisceau ont permis de déterminer le débit de dose absorbée dans l'eau au 1<sup>er</sup> Juillet 2004 (date de référence). Dans le cadre de cette comparaison, le champ d'irradiation est un disque de 8 cm de rayon et la mesure calorimétrique du GR11 peut alors être ramenée à une mesure en un point. Le débit de dose absorbée dans l'eau est donc donné par la formule (3. 1) :

$$\dot{D}_{eau}(C) = \dot{D}_{abs} \left[ \frac{D_{eau}(V)}{D_{abs}} \right]_{MC} k_i k_{prof}(V) \quad (3. 1)$$

où :

- $\dot{D}_{eau}(C)$  est le débit de dose absorbée dans l'eau au point C ;
- $\dot{D}_{abs}$  est le débit de dose absorbée mesuré dans le volume sensible du calorimètre graphite ;
- $\left[ \frac{D_{eau}(V)}{D_{abs}} \right]_{MC}$  est le facteur déterminé par simulation Monte Carlo permettant de passer de la dose déposée dans l'absorbeur du calorimètre graphite à la dose déposée dans un volume V d'eau, choisi pour les simulations identique au volume de l'absorbeur ;
- $k_i$  est la correction d'impuretés dans le graphite prenant en compte entre autres la présence des thermistances dans l'absorbeur ;
- $k_{prof}(V)$  est le facteur permettant de convertir  $D_{eau}(V)$  en  $D_{eau}(C)$ , c'est à dire de ramener la mesure en un point. Ce facteur est déterminé à partir de mesures de profils.

La comparaison du GR11 aux deux autres calorimètres graphite sort du cadre de cette thèse. Les détails de la comparaison sont donnés dans la note technique [59], les résultats finaux sont présentés dans la Figure 3. 2. Les barres d'incertitudes correspondent aux incertitudes globales données à  $k=1$ .



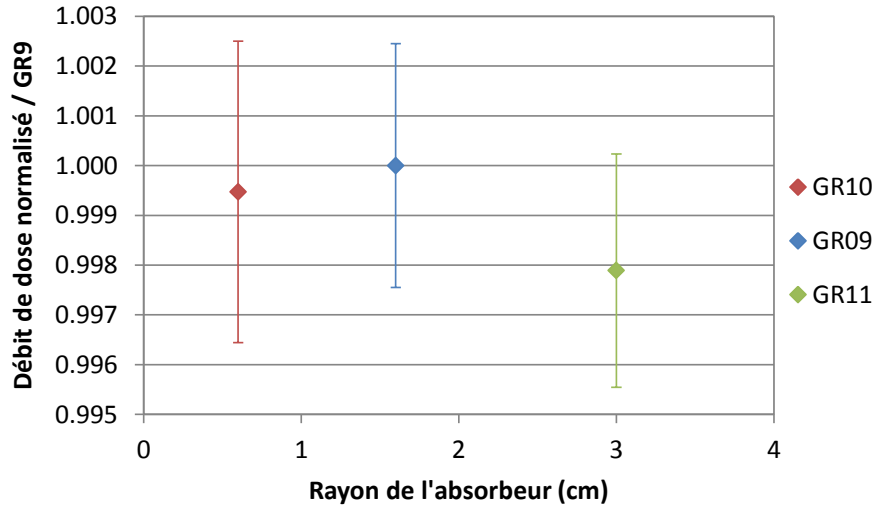


Figure 3. 2 : Débits de dose absorbée au  $^{60}\text{Co}$  mesurés à l'aide de différents calorimètres graphite.

Bien que le débit mesuré par le GR11 soit légèrement inférieur à ceux des deux autres calorimètres (0.22 %), les résultats sont compatibles aux incertitudes près (0.34 %) et permettent de conclure à un bon accord dans un faisceau large au  $^{60}\text{Co}$ .

### 3.1.2. Mesures dans les mini-faisceaux

Des mesures calorimétriques ont été menées avec le GR11 à l'accélérateur au 6 MV dans des faisceaux de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre. Comme la surface de l'absorbeur est plus grande que le faisceau, la quantité d'énergie déposée et donc l'élévation de température mesurée diminuent avec la taille de champ et celle-ci n'est plus que de 0.6 mK pour une irradiation de 5 min dans le champ de 0.75 cm de diamètre (Figure 3. 3). Le bruit mesuré lors des mouvements propres est de l'ordre de 20  $\mu\text{K}$  et commence donc à être important pour les mesures dans le plus petit champ d'irradiation. La diffusivité thermique du graphite étant proche de celle des métaux (de l'ordre de  $1 \text{ cm}^2.\text{s}^{-1}$ ), la chaleur induite par l'irradiation va se diffuser très rapidement sans perte vers les thermistances de mesure (le temps de diffusion est négligeable par rapport au temps d'irradiation).

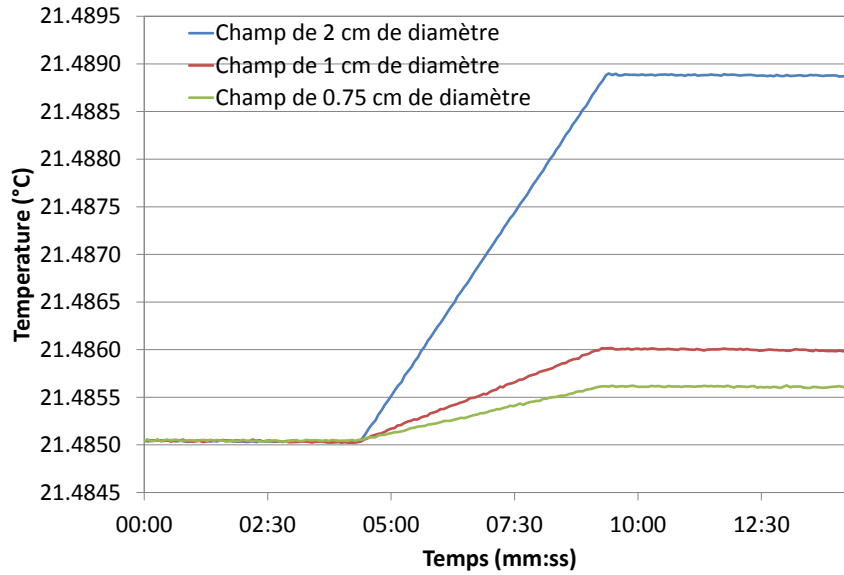


Figure 3.3 : Elévation de température induite par une irradiation de 5 min dans l'absorbeur du GR11 pour des faisceaux de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre.

Afin d'obtenir une bonne statistique, les mesures calorimétriques ont été répétées sur plusieurs jours. Elles correspondent à  $D_{abs/UM}$  utilisé dans la formule (1.5) de la section 1.1.2. du Chapitre 1. Des mesures avec la chambre de référence dans les conditions de référence du mini-faisceau étudié ont été réalisées à intervalles réguliers entre les mesures calorimétriques afin de corriger d'une éventuelle instabilité de l'accélérateur et de la chambre moniteur. Ces mesures correspondent à  $Q_{eau}^*/UM$  utilisé dans la formule (1.5) de la section 1.1.2.

Les mesures calorimétriques obtenues dans le champ de 0.75 cm de diamètre, sont présentées dans la Figure 3.4 sous la forme du quotient  $\frac{D_{abs/UM}}{Q_{eau}^*/UM}$  pour corriger des instabilités de l'accélérateur. La dispersion des points est maximale pour cette taille de champ en raison de l'importance relative du bruit ( $\approx 20 \mu K$ ) par rapport à l'élévation de température mesurée ( $\approx 600 \mu K$ ).

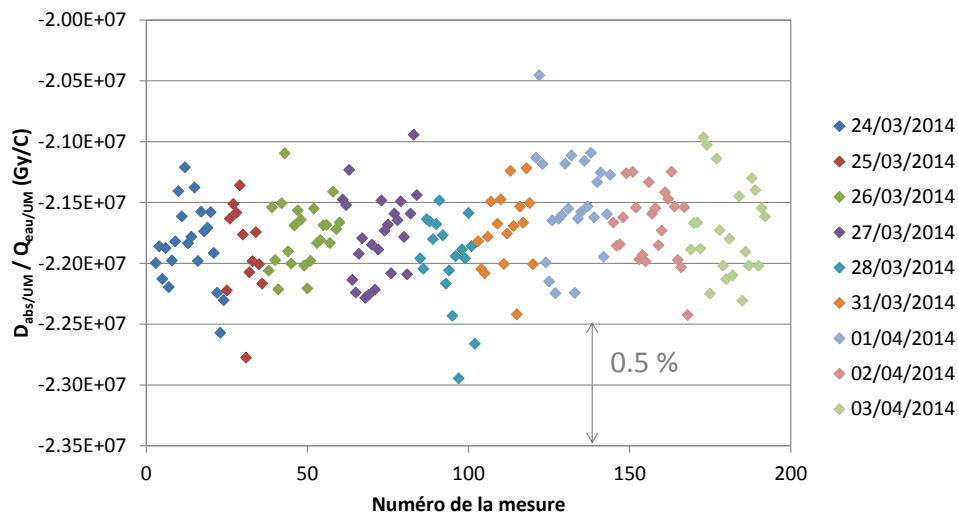


Figure 3.4 : Distribution des mesures calorimétriques dans le faisceau de 0.75 cm de diamètre.

En regroupant la vingtaine de mesures calorimétriques réalisées entre deux mesures avec la chambre de référence, on obtient la Figure 3. 5. L'incertitude sur chaque point correspond à l'écart type sur la distribution. Les neuf mesures calorimétriques ainsi définies sont en accord aux incertitudes près et elles ne suivent pas les fluctuations des mesures avec la chambre de référence. L'écart-type sur ces neuf points est de 0.62 %. C'est cette valeur d'incertitude de type A qui a été associée au résultat final des mesures calorimétriques. Les résultats des mesures calorimétriques obtenues avec le GR11 dans les différents mini-faisceaux sont donnés dans le Tableau 3. 1.

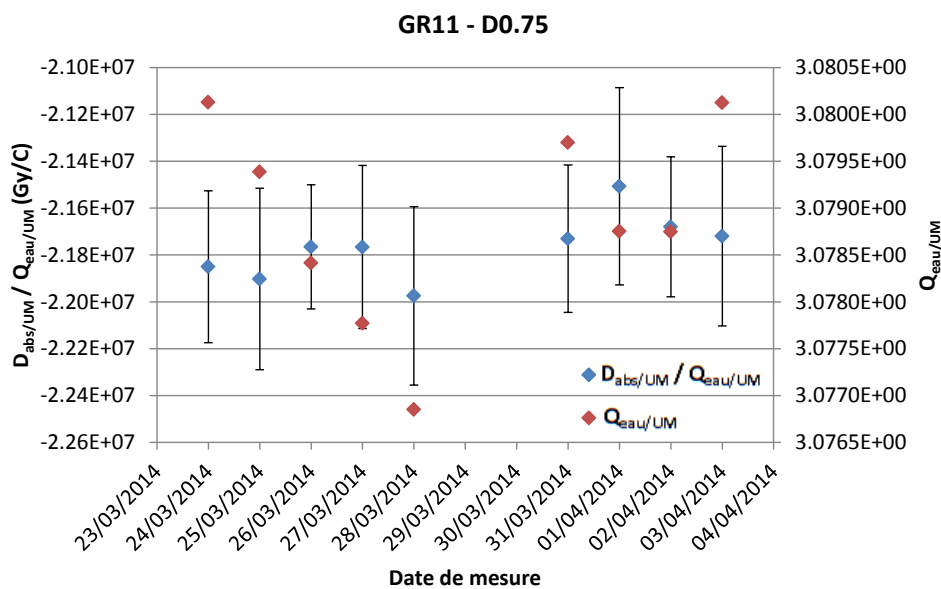


Figure 3. 5 : Dispersion des mesures calorimétriques et des mesures avec la chambre de référence sur plusieurs jours de mesure dans le champ de 0.75 cm de diamètre.

Faisceau	$\frac{D_{abs}/UM}{Q_{eau}/UM}$ (Gy/C)	Incrtitude relative de type A
D2	$2.3479 \cdot 10^8$	0.11 %
D1	$2.1763 \cdot 10^7$	0.30 %
D0.75	$2.1766 \cdot 10^7$	0.62 %

Tableau 3. 1 : Moyenne des mesures calorimétriques pour les trois faisceaux utilisés et incrtitude relative associée.

## 3.2. La chambre SV-PMMA

Une chambre de référence dans un laboratoire de métrologie se doit de respecter certains critères, notamment de stabilité dans le temps. Par ailleurs, l'utilisation d'une chambre de grande section dans les mini-faisceaux impose certains changements dans la détermination des paramètres classiquement mesurés comme la correction de saturation, l'indice de qualité et le rendement en profondeur.

### 3.2.1. Stabilité dans l'eau

Les mesures de stabilité dans l'eau au  $^{60}\text{Co}$  ont mis en évidence une dérive de l'ordre de -0.06 % par heure (Figure 3. 6), alors que le critère appliqué au laboratoire est de  $\pm 0.1$  % sur 12 h.

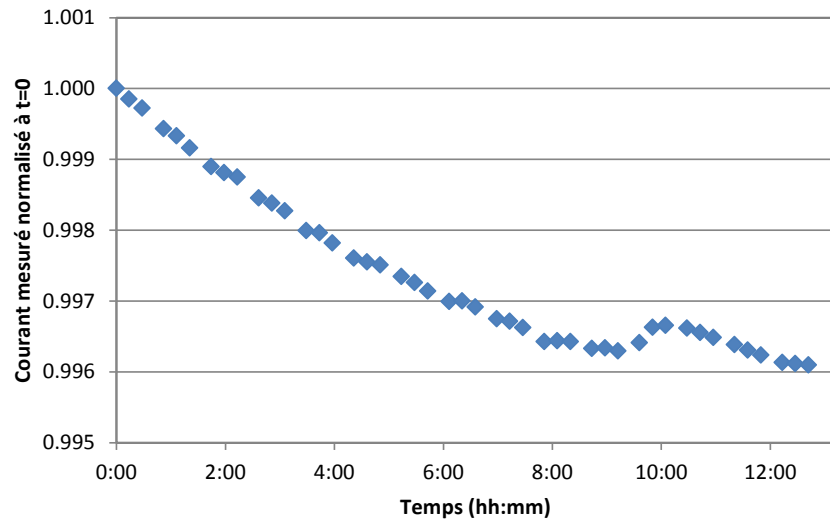


Figure 3. 6 : Mesures de stabilité de la chambre SV-PMMA dans l'eau dans un faisceau de  $^{60}\text{Co}$ .

Après investigations, il est apparu que cette dérive était liée à l'infiltration d'eau au niveau de l'enceinte en PMMA : celle-ci entraîne une déformation des faces avant et arrière de l'enceinte en PMMA qui vont exercer une pression sur les électrodes et modifier ainsi l'épaisseur du volume sensible. A titre d'exemple, une dérive de 0.3 % correspond à une variation d'épaisseur de seulement 6  $\mu\text{m}$ . Ceci a été confirmé par des mesures dans deux mini-faisceaux de taille différentes (Figure 3. 7). Comme la déformation est maximale au centre de la chambre et que le volume sensible de la chambre est plus grand que la section du faisceau, il est normal de mesurer une dérive plus importante pour la section de faisceau la plus petite.

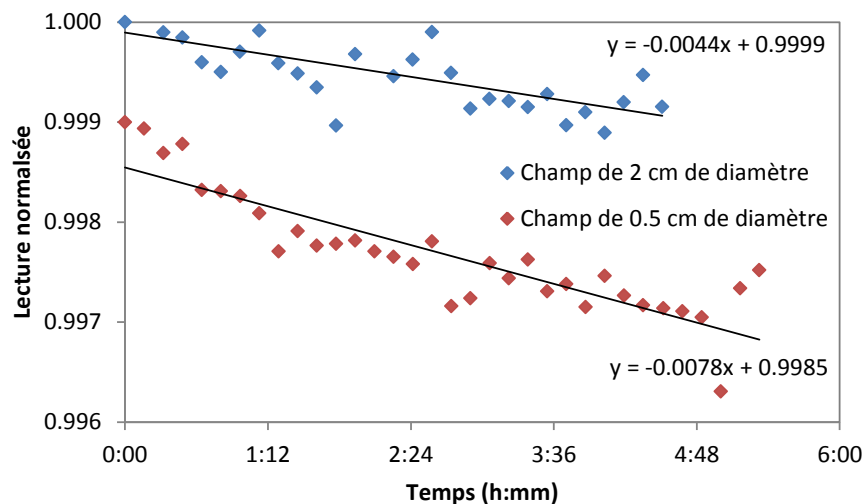


Figure 3. 7 : Dérive de la chambre SV-PMMA dans l'eau mesurée dans des champs de 2 et 0.5 cm de diamètre. Pour plus de clarté les mesures dans le champ de 2 cm de diamètre ont été normalisées à 1 et les mesures dans le champ de 0.5 cm de diamètre ont été normalisées à 0.999.

Un des moyens de diminuer cette dérive dans l'eau est de changer le matériau de la boîte d'étanchéité. Il a été envisagé d'utiliser pour cela du polystyrène réticulé plutôt que du PMMA. Selon les informations du fournisseur (Goodfellow), le polystyrène réticulé présente en effet un coefficient d'absorption d'eau compris entre 0.02 et 0.03 % en 24h, soit dix fois moins que celui du PMMA (0.2 % en 24h). De nouvelles pièces ont donc été commandées

pour réaliser de nouvelles chambres avec une boîte d'étanchéité et un tube de support en polystyrène réticulé. Cependant, aucune colle testée lors de l'assemblage n'a permis de fermer hermétiquement la boîte d'étanchéité. Certaines d'entre elles étaient par ailleurs à l'origine d'un mouvement propre important dû à leur dégazage au cours du temps.

La chambre avec une boîte d'étanchéité en PMMA (SV-PMMA) a donc été utilisée telle quelle pour les mesures dans les mini-faisceaux, malgré sa dérive. Lors des campagnes de mesures sur l'accélérateur, les chambres d'ionisation sont régulièrement placées dans les mêmes conditions et il est donc possible de suivre leur reproductibilité sur plusieurs jours. Bien que la reproductibilité de la chambre SV-PMMA soit moins bonne que celle de la chambre de référence Exradin A1SL, il n'existe pas de tendance à moyen terme (Figure 3. 8). Cette reproductibilité permet de conclure que la dérive est réversible une fois que la chambre est sortie de l'eau.

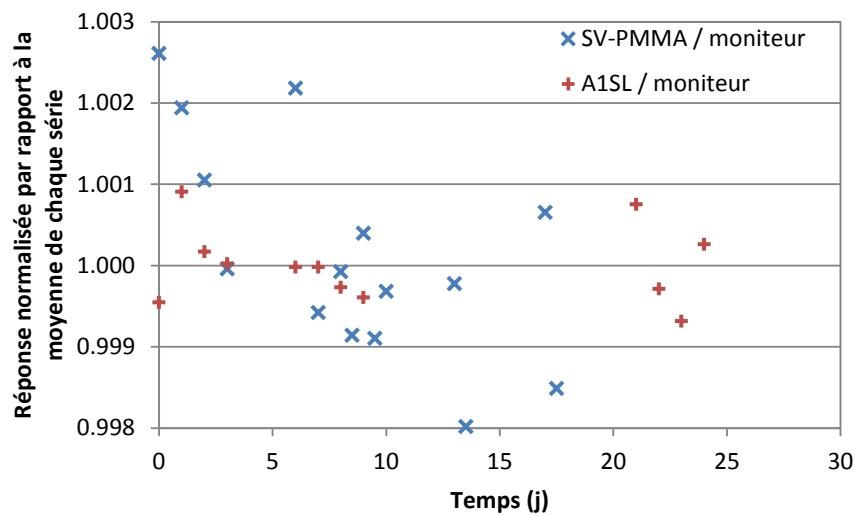


Figure 3. 8 : Reproductibilité des mesures de la chambre A1SL (dans le champ de 2 cm de diamètre) et de la chambre SV-PMMA (dans le champ de 1 cm de diamètre).

Un suivi de la chambre SV-PMMA dans un faisceau de  $^{60}\text{Co}$  sur plusieurs mois a permis de confirmer qu'aucune dérive à long terme n'était présente (fluctuations inférieures à 0.2 %). Enfin, la durée des mesures étant généralement inférieures à 4h, la dérive peut être considérée comme linéaire (Figure 3. 6) et une correction est alors possible.

Il est intéressant de noter que le problème de stabilité dans l'eau rencontré lors des tests sous irradiation est également présent pour les chambres plates de grands volumes du commerce. A titre d'exemple, une dérive de +0,07 % par heure a été mesurée pour la chambre PTW\_34070 (électrode centrale de 8.16 cm de diamètre), qui pourrait également être due à une déformation du volume sensible liée aux contraintes mécaniques exercées par l'eau. Le sens de cette dérive (inverse à celui mesuré sur la chambre SV-PMMA) pourrait s'expliquer par la nature différente du matériau utilisé pour la boîte d'étanchéité (PMMA, graphite et vernis) ainsi que par des différences de conception déplaçant les zones de contraintes mécaniques.

### 3.2.2. Paliers en tension

La recombinaison des charges créées par ionisation de l'air dans le volume sensible d'une chambre d'ionisation va entraîner une différence entre le signal mesuré et l'ionisation réellement engendrée par l'irradiation. On distingue deux types de recombinaison :

- la recombinaison initiale entre deux charges provenant de la même trace ;
- la recombinaison en volume entre deux charges de traces distinctes. Cette composante dépend du débit.

Le facteur de correction pour la recombinaison  $k_S$  est spécifique à une chambre pour un faisceau donné. Il peut être déterminé à partir de la courbe représentant la variation de l'inverse de la lecture (charge) en fonction de l'inverse de la haute tension appliquée sur les électrodes : l'inverse de la lecture corrigée correspond à la valeur extrapolée de l'ordonnée à l'abscisse nulle (tension infinie). Cette courbe est donc une caractéristique importante d'une chambre d'ionisation [7, 60, 61].

Plusieurs courbes de ce type ont été réalisées sur le Saturne 43 au 6 MV : dans un champ de 15 cm x 15 cm, qui permet d'irradier entièrement le volume sensible de la chambre SV-PMMA et dans des mini-faisceaux de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre (Figure 3. 9). Afin d'étudier la dépendance du facteur de recombinaison en fonction du débit, les courbes ont été réalisées à 10 et 20 g.cm<sup>-2</sup> de profondeur dans les mini-faisceaux avec une distance source-détecteur constante de 100 cm. Il est en effet nécessaire de connaître la correction de recombinaison à ces deux profondeurs pour la définition de l'indice de qualité, défini comme le rapport des mesures à 20 et 10 g.cm<sup>-2</sup> de profondeur.

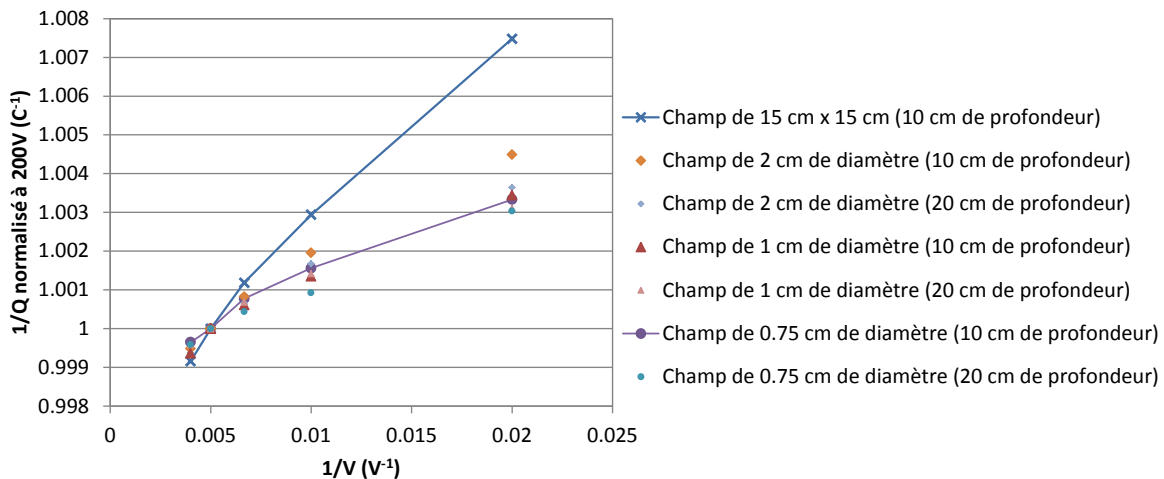


Figure 3. 9 : Paliers en tension de la chambre SV-PMMA dans différentes tailles de champ et à différentes profondeurs.

La reproductibilité des mesures dans le champ de 1 cm de diamètre permet d'attribuer une incertitude de type A de 0.05 % sur les points. Aux incertitudes près, il n'y a pas de différence entre les courbes obtenues aux deux profondeurs dans les mini-faisceaux, suggérant que la recombinaison mesurée est indépendante du débit de dose absorbée et donc essentiellement composée de recombinaison initiale.

La relation entre  $1/Q$  et  $1/V$  n'est pas linéaire comme le prévoyait la théorie de Boag [62, 63], quelle que soit la taille de champ. Par conséquent, la méthode classique dite « des

deux tensions » recommandée dans le protocole IAEA TRS398 [6] ne peut pas être appliquée pour déterminer la correction de saturation. Il est également à noter que les coefficients  $a_1$ ,  $a_2$  et  $a_3$  donnés dans le protocole ne s'appliquent que lorsque la chambre est pleinement irradiée, ce qui n'est pas notre cas dans les mini-faisceaux. Il a été choisi de déterminer le facteur de correction de la recombinaison  $k_s$  à partir de l'asymptote de la courbe  $1/Q$  en fonction de  $1/V$  à 200 V (tension nominale d'utilisation). Les valeurs obtenues sont regroupées dans le Tableau 3. 2. L'incertitude est prise à 0.05 % pour le type A et 0.02 % pour le type B, soit 0.05 % pour l'incertitude type composée.

Dimension du faisceau	Profondeur	$k_s$
15 cm x 15 cm	10 cm	1.0038
2 cm de diamètre	10 cm	1.0025
	20 cm	1.0025
1 cm de diamètre	10 cm	1.0024
	20 cm	1.0021
0.75 cm de diamètre	10 cm	1.0021
	20 cm	1.0016

Tableau 3. 2 : Facteur de correction de recombinaison de la chambre SV-PMMA dans différentes tailles de champ et à différentes profondeurs.

### 3.2.3. Mesures dans les mini-faisceaux

#### 3.2.3.1. Incertitude sur le positionnement

La mesure d'une courbe de facteur d'ouverture du collimateur avec un dosimètre plus petit que le faisceau suppose que celui-ci soit bien positionné sur l'axe du faisceau. Ce positionnement s'avère délicat dans le cas des mini-faisceaux qui présentent un fort gradient de dose.

L'utilisation d'une chambre plus grande que le champ d'irradiation permet de diminuer cette difficulté. En effet, un décentrage de la chambre ne va entraîner qu'une modification de la pénombre collectée, ce qui a une influence assez faible sur la réponse de la chambre. Pour la chambre SV-PMMA dont l'électrode centrale fait 3 cm de diamètre, un décalage de 2 mm entraîne une variation de la réponse d'au maximum 0.5 % (Figure 3. 10). Le centrage de la chambre SV-PMMA pouvant être réalisé visuellement à moins d'1 mm à l'aide d'une croix tracée sur la boîte d'étanchéité, l'incertitude de positionnement est alors au maximum de 0.13 % pour le diamètre 2 cm et de 0.10 % pour les diamètres 1 et 0.75 cm.

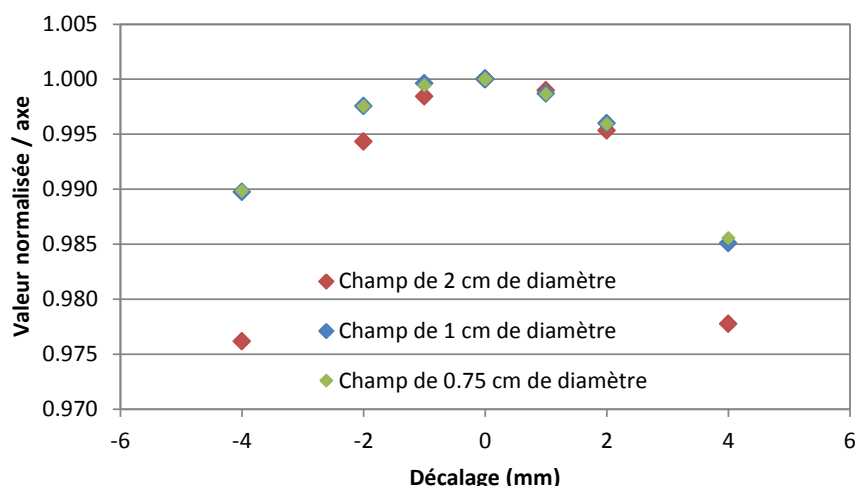


Figure 3. 10 : Influence du décalage de la chambre SV-PMMA sur sa lecture pour des mini-faisceaux de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre.

### 3.2.3.2. Indice de qualité

Pour les faisceaux de rayons X de haute énergie et de grandes sections, le  $TPR_{20,10}$  (Tissue Phantom Ratio) est utilisé comme indice de qualité. Par analogie, il a été choisi de définir le  $DAPR_{20,10}$  comme indice de qualité dans les mini-faisceaux, défini par le rapport des produits dose-surface mesurés à 20 et 10 g.cm<sup>-2</sup> de profondeur, pour une distance source-détecteur fixe.

La pertinence de ce nouvel indice de qualité pour les mini-faisceaux doit être évaluée au National Primary Laboratory (Royaume Uni) dans le cadre de la tâche 2.1 du workpackage 2 du projet européen et sort donc du cadre de la présente étude. Le  $DAPR_{20,10}$  a néanmoins été mesuré pour les trois tailles de champ étudiées (Tableau 3. 3). Les mesures ont été corrigées de la recombinaison mais pas de la polarité, le facteur de correction associé  $k_{pol}$  étant supposé indépendant de la profondeur. En accord avec les travaux préliminaires du NPL et contrairement au  $TPR_{20,10}$ , la variation du  $DAPR_{20,10}$  en fonction de la taille de champ est faible et cet indice semble ainsi mieux refléter l'énergie du faisceau mesuré.

Dimension du faisceau	$DAPR_{20,10}$
2 cm de diamètre	0.6435 (10)
1 cm de diamètre	0.6444 (9)
0.75 cm de diamètre	0.6445 (8)

Tableau 3. 3 : Indice de qualité  $DAPR_{20,10}$  des trois mini-faisceaux étudiés.

### 3.2.3.3. Variation de la dose absorbée en profondeur

Des mesures de variation de la dose absorbée en profondeur ont été réalisées dans les mini-faisceaux avec la chambre SV-PMMA. L'énergie nominale du faisceau étudié étant de 6 MV, le maximum de dose se situe près de la surface, aux alentours de 1.5 cm de profondeur. Afin de ne pas risquer de collision entre la chambre et la surface du fantôme, les mesures ont débuté à 2 cm de profondeur. La variation relative de dose obtenue, normalisée à 10 cm de profondeur, est identique pour les faisceaux de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre (Figure 3. 11).



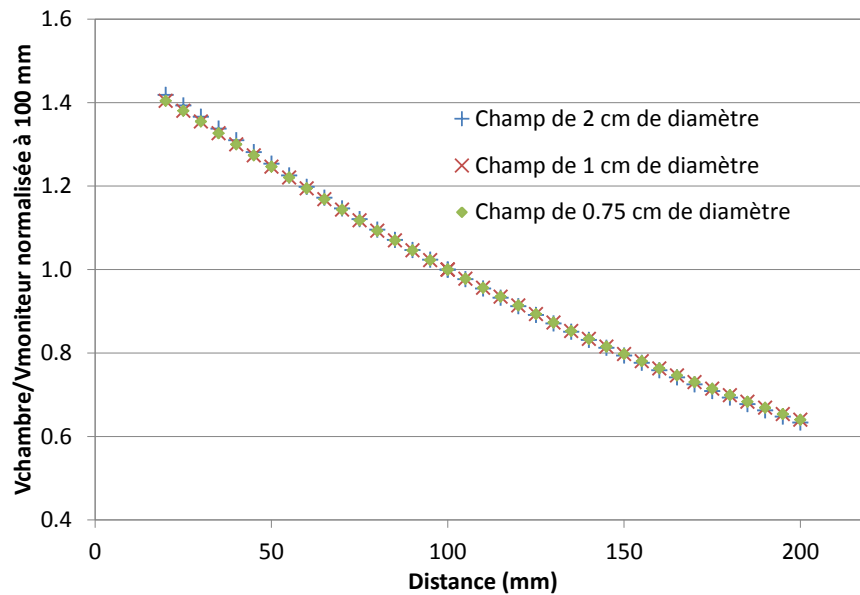


Figure 3. 11 : Variation de la dose absorbée en profondeur mesurée avec la chambre SV-PMMA dans les trois mini-faisceaux.

La variation relative de la dose absorbée en profondeur avec la chambre SV-PMMA est théoriquement indépendante de la loi de l'inverse carré de la distance, tant que la section du faisceau primaire reste inférieure à la surface sensible de la chambre, malgré son élargissement lorsque la distance à la source augmente. Cette chambre mesure donc l'atténuation et la diffusion du faisceau dans l'eau. Pour une chambre de petit volume sensible, la loi de l'inverse carré peut être corrigée mathématiquement. Comme présenté sur la Figure 3. 12, le rendement en profondeur mesuré avec une chambre d'ionisation PinPoint PTW\_31014 permet, une fois corrigé, de retrouver la variation relative de dose absorbée en profondeur établie avec la chambre SV-PMMA, bien que la pente ne soit pas rigoureusement identique.

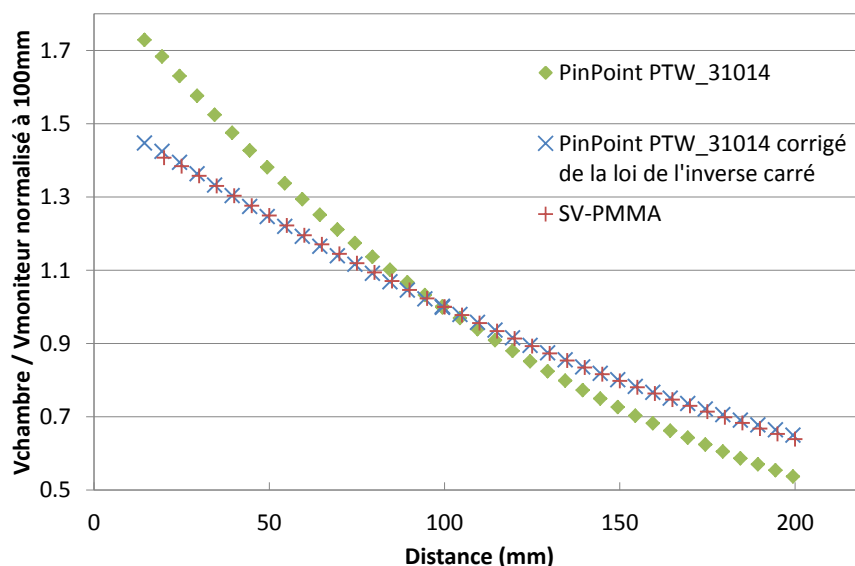


Figure 3. 12 : Variation de la dose absorbée en profondeur dans le champ de 1 cm de diamètre mesurée avec les chambre SV-PMMA et PTW31014.

### 3.3. Les films EBT3

Les films gafchromiques ne faisant pas partie des dosimètres classiquement utilisés au LNHB, un protocole d'utilisation spécifique a été mis en place. L'influence de la dose absorbée, de l'énergie et du débit de dose absorbée sur leur réponse a également été étudiée avant de comparer les profils mesurés dans les mini-faisceaux à d'autres dosimètres.

#### 3.3.1. Précautions générales

Les films EBT3 sont fournis par feuilles de 20.3 cm x 25.4 cm. Celles-ci ont été découpées en 20 morceaux carrés de 5 cm de côté, dimension suffisante pour des mesures dans les mini-faisceaux. Cette taille permet également d'utiliser le support de diapositives du scanner afin de positionner les films de manière reproductible. La découpe est réalisée à l'aide d'un massicot. Bien que le découpage puisse altérer la structure du film sur son bord et introduire un effet de courbure pouvant gêner la numérisation, d'autres travaux ont utilisé des morceaux de 4 cm x 4 cm [64] ou 2.5 cm x 1.5 cm [65] sans mentionner de difficulté lors de l'analyse des résultats.

Les films sont toujours manipulés à l'aide de gants afin d'éviter de les salir et le lit du scanner est nettoyé avec un jet d'azote avant chaque série de numérisation. Les films sont marqués au niveau du coin supérieur gauche pour qu'ils soient tous numérisés avec la même orientation. En effet, du fait de la forme cylindrique des molécules constituant le composant actif (1.2  $\mu\text{m}$  de diamètre pour 15-25  $\mu\text{m}$  de longueur [66]), la densité optique varie avec l'orientation du film. La lumière est alors polarisée par le film et diffusée anisotropiquement par celui-ci [67] ce qui peut mener à de grandes différences dans la réponse du film en fonction de l'orientation de celui-ci.

Les films sont toujours disposés dans le même emplacement sur le support de diapositives. Celui-ci a été choisi de manière à être situé près du centre du scanner, là où la lumière de la lampe est la plus homogène [67-73]. Il a également été noté que la vitre du scanner chauffait lorsque la lampe était allumée. L'endroit le plus chaud se situant au niveau de la position de repos de la lampe, un gradient de température se propage au cours du temps au niveau de la vitre. L'emplacement de numérisation est donc situé dans la partie inférieure du scanner (Figure 3. 13) afin que la chaleur induite par le chauffage de la lampe dans sa position de repos soit la moins pénalisante possible, cette dernière atteignant la zone de lecture en moyenne 45-60 min après le début de l'utilisation.

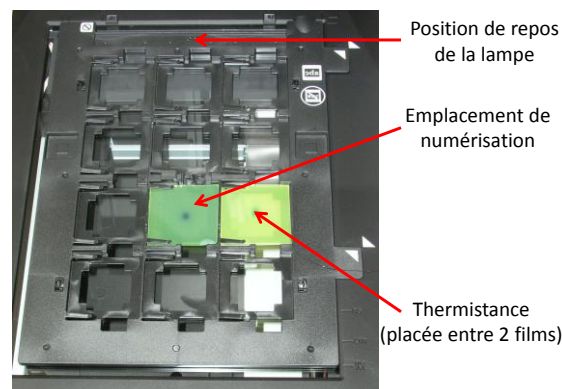


Figure 3. 13 : Position de l'emplacement de numérisation des films sur le support de diapositives.

Comme tout élément électronique, le scanner a besoin d'un temps de chauffe avant de fonctionner de manière stable. Par précaution, le scanner n'est donc jamais éteint. Afin de stabiliser la lampe, 5 numérisations à blanc sont réalisées avant utilisation, ce qui est comparable aux données relevées dans la littérature [69, 70].

Certains auteurs [67, 74] ont montré que la densité optique variait en fonction de la température de numérisation. Une thermistance BR14 (General Electronic Sensing) a donc été placée entre deux films dans le lit du scanner pour suivre l'évolution de la température au cours des numérisations (Figure 3. 13). Il a ainsi été remarqué que la mise sous tension du scanner occasionnait une élévation de température d'environ 1°C et que les 5 numérisations à blanc permettaient de commencer les numérisations à environ 2°C au-dessus de la température de la pièce.

Une étude de la variation de la température au cours des numérisations a mis en évidence la difficulté de réaliser plusieurs numérisations successives à la même température. En effet, une numérisation engendre une élévation de température d'environ 0.6 °C et la descente en température est de plus en plus longue au fur et à mesure du temps (de 20 s au départ à 3 min au bout d'une demi-heure). Ceci pourrait être associé à l'arrivée de l'onde de chaleur issue du chauffage de la plaque en verre du lit du scanner par la lampe dans sa position de repos. En comptant 20 films par feuille avec 4 numérisations chacune, il n'est pas possible de réaliser l'ensemble des numérisations à la même température en un temps raisonnable.

Plutôt que de chercher à numériser tous les films à température constante, il a été choisi de lire les films successivement et de noter la température du scanner au moment de la numérisation. La différence de température de numérisation moyenne entre le premier et le dernier film est d'environ 8 °C. Cependant, aux incertitudes près, cette variation de température dans le lit du scanner n'a pas d'influence sur la réponse des films (Figure 3. 14).

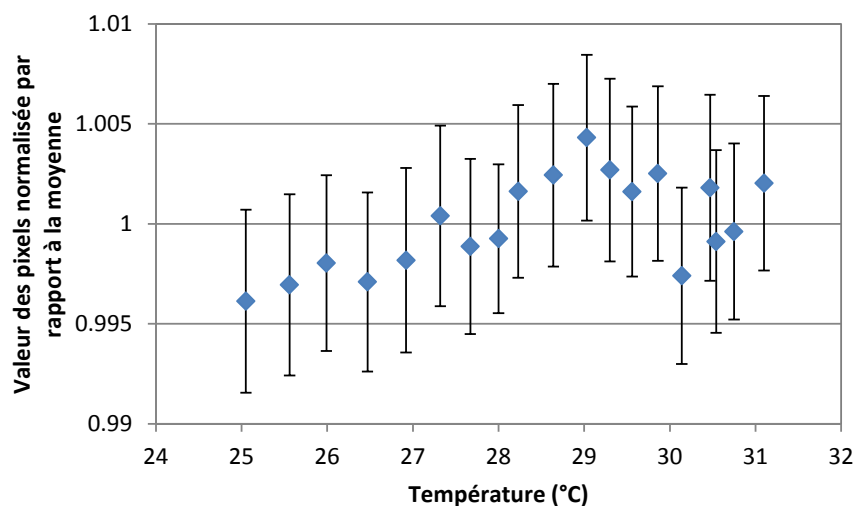


Figure 3. 14 : Variation de la réponse du film en fonction de la température de numérisation.

### 3.3.2. Protocole d'utilisation

Les films EBT3 possèdent des pics d'absorption après irradiation à 636 et 585 nm [75, 76]. Seule la bande rouge de la numérisation a donc été utilisée, bien que certaines

études aient proposé d'utiliser les trois bandes de lecture afin d'optimiser la dynamique du film [77, 78].

Quatre numérisations ont été réalisées pour chaque film. La première donnant généralement une réponse plus faible que les suivantes, elle n'a pas été prise en compte (Figure 3. 15). Cet effet pourrait être lié à la mise en température du film qui passe de l'air ambiant à la température du lit du scanner.

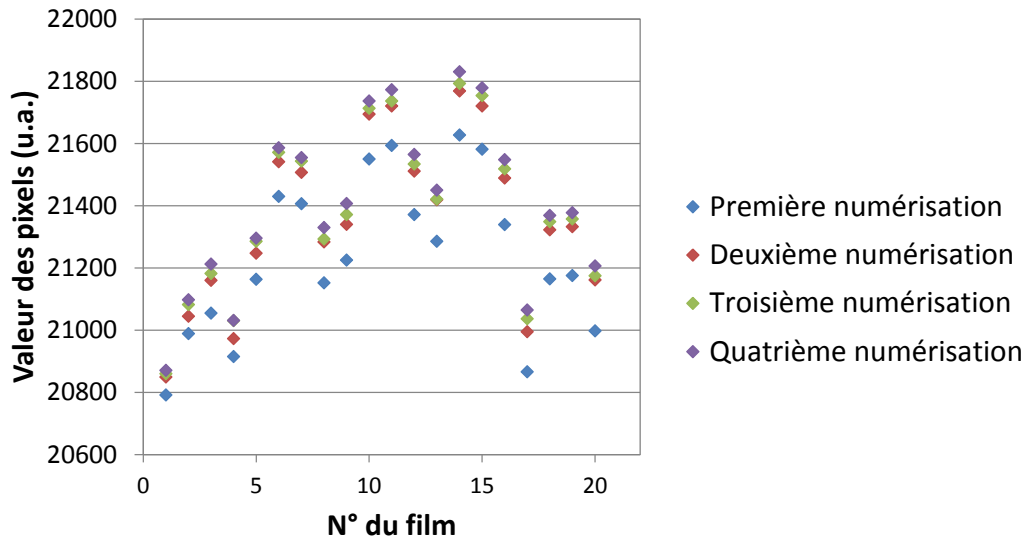


Figure 3. 15 : Réponse des quatre numérisations des 20 films issus d'une même feuille.

La structure des films évolue au cours du temps mais leur lecture se stabilise généralement au bout de quelques heures [66, 73, 79]. Un temps d'attente minimal de 24 h est généralement appliqué en routine clinique mais certaines études préconisent d'attendre plusieurs jours [71]. L'évolution de la réponse des films EBT3 dans le temps a été étudiée au laboratoire en comparant la lecture de la numérisation à un instant  $t$  à celle obtenue 4 jours après l'irradiation. Pour cela, plusieurs films d'une même feuille ont été irradiés et lus une première fois 4 jours après l'irradiation. Chaque film a ensuite été relu à un instant  $t$  donné compris entre 4 et 32 jours. Cette méthode, utilisant plusieurs films, permet de s'affranchir de l'influence que pourrait avoir la répétition de plusieurs numérisations sur un seul film numérisé à différents temps  $t$ .

Les fluctuations observées (Figure 3. 16) ne sont pas significatives et montrent que la lecture d'un film est stable pendant un mois suivant son irradiation. Il a ainsi été choisi de numériser les films une semaine après leur irradiation.

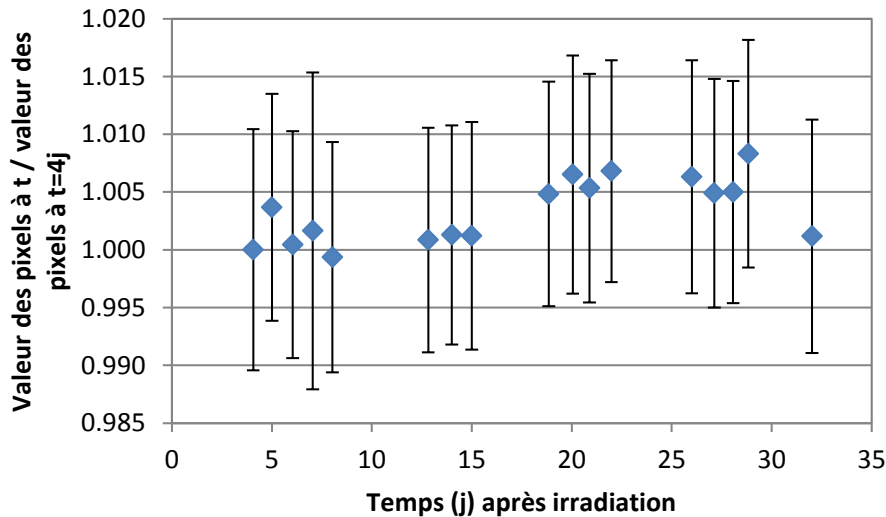


Figure 3. 16 : Evolution de la réponse des films dans le temps. Les barres d'erreur correspondent à l'écart-type des valeurs des pixels dans la région d'intérêt.

Les films sont numérisés avec une résolution spatiale de 360 points par pouce, ce qui permet d'avoir des pixels de 0.07 mm de côté. Du fait du bruit statistique, cette valeur va entraîner une augmentation de l'incertitude sur la dose absorbée dans l'eau [69, 71]. Elle est cependant nécessaire pour obtenir une résolution suffisante lors de la mesure de profils de dose dans les mini-faisceaux.

Le protocole d'utilisation et de numérisation des films est résumé Figure 3. 17. Les images finales utilisées (baptisées Num1 et Num2 dans la Figure 3. 17) correspondent à la moyenne des 3 dernières numérisations réalisées.

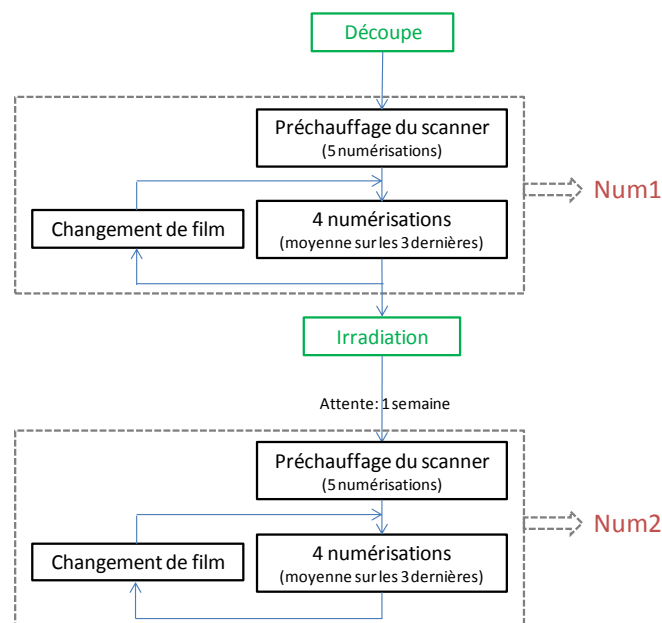


Figure 3. 17 : Protocole d'utilisation des films EBT3.

Les images obtenues après irradiation sont enregistrées en format TIFF 48 bits, soit 65535 niveaux par couleur. Elles sont ensuite converties en format RAW à l'aide du logiciel ImageJ [80] afin de pouvoir être utilisées par un programme écrit en C++ et utilisant les bibliothèques Root [81]. La détermination des coefficients de la courbe d'étalonnage, la mesure

des valeurs moyennes dans les régions d'intérêt, l'affichage des profils, le calcul des intégrales de dose absorbée et autres opérations sont réalisées en modifiant ce programme.

### 3.3.3. Passage en densité optique et en dose absorbée

La grandeur d'intérêt pour la dosimétrie par film est la densité optique nette. Celle-ci a été calculée pour chaque pixel selon la formule (3. 2) définie dans Devic *et al.* [82] et utilisée dans la majorité des articles :

$$netOD = OD_{exp} - OD_{unexp} = \log_{10} \left( \frac{I_{unexp} - I_{bckg}}{I_{exp} - I_{bckg}} \right) \quad (3. 2)$$

où :

- $I_{exp}$  et  $I_{unexp}$  sont les intensités des films exposés et non exposés ;
- $I_{bckg}$  est l'intensité du bruit de fond, c'est-à-dire lorsqu'aucune lumière n'est transmise. Dans notre cas, cette valeur de  $I_{bckg}$  est prise à la valeur maximale que peut prendre un pixel (65535), valeur obtenue sur les images au niveau du support de diapositives.

La reproductibilité du protocole d'utilisation décrit dans la section précédente a été évaluée en termes de densité optique en irradiant et traitant de manière identique les 20 films issus de la même feuille. La densité optique moyenne a été relevée pour chaque film sur une région d'intérêt de 5 mm de côté. L'écart-type sur la distribution est de 0.55 % pour des irradiations d'environ 4 Gy.

La réponse des films n'étant pas linéaire avec la dose absorbée, il est nécessaire de réaliser une courbe d'étalonnage. Celle-ci a été mesurée pour chaque feuille, utilisant ainsi 8 films sur les 20 disponibles. Les films ont été irradiés au 6 MV dans l'eau dans un champ carré de 10 cm de côté à l'accélérateur. La dose absorbée au niveau du film a été déterminée à l'aide de mesures réalisées avec la chambre de référence (NE\_2571) en champ de 10 cm de côté, juste avant d'irradier les films. L'incertitude sur la dose absorbée est de 2.1 %. L'incertitude sur la densité optique des films est donnée par l'écart-type sur la densité optique calculée pixel par pixel sur une région d'intérêt centrale de 5 mm de côté. Elle diminue avec la dose absorbée mais est généralement comprise entre 1 et 2 %.

Il existe plusieurs formules permettant de relier la dose absorbée à la densité optique [83] mais la plus couramment utilisée est la formule (3. 3) définie dans Devic *et al.* [65] :

$$D_{fit} = a \cdot netOD + b \cdot netOD^n \quad (3. 3)$$

où  $a$ ,  $b$  et  $n$  sont des paramètres ajustables.

La valeur de l'exposant  $n$  est généralement fixée par l'utilisateur et n'est pas prise en compte lors de la régression qui permet de déterminer  $a$  et  $b$ . Ainsi, Devic *et al.* [65] ont choisi une valeur de  $n = 2.5$ , adaptée à leur protocole de lecture de films EBT2. D'autres auteurs ont modifié cette valeur afin d'obtenir une régression entre la dose absorbée et la densité optique mieux adaptée à leur protocole de lecture [84, 85]. Il a cependant été choisi dans un premier temps de laisser les trois paramètres  $a$ ,  $b$  et  $n$  libres lors de la régression sous Root. Les valeurs obtenues sont indiquées dans les premières colonnes du Tableau 3. 4. Les valeurs des deux colonnes de droite sont issues d'une régression réalisées avec

seulement deux paramètres libres ( $a$  et  $b$ ). La valeur de l'exposant  $n$  a été ajustée manuellement afin que la courbe d'étalonnage passe au plus près des mesures.

	Trois paramètres libres		Valeur de $n$ fixe	
	Valeur	Incertitude relative	Valeur	Incertitude relative
$a$	9.17 (41)	4.4 %	9.68 (25)	2.5 %
$b$	47.92 (25)	5.23 %	51.95 (14)	2.7 %
$n$	3.49 (18)	5.08 %	3.8	-

Tableau 3. 4 : Exemple de valeurs pour les paramètres  $a$ ,  $b$  et  $n$  définis dans l'équation (3. 3).

Il a été choisi de garder la valeur de  $n$  fixe à 3.8. Ceci permet en effet de diminuer les incertitudes sur les paramètres  $a$  et  $b$  et donne également une courbe d'étalonnage plus proche des points de mesure que lorsque le paramètre  $n$  est laissé libre pendant la régression (Figure 3. 18).



Figure 3. 18 : Exemple de courbe d'étalonnage des films en dose absorbée.

Les films pourraient être utilisés pour déterminer la dose absorbée sur l'axe dans les mini-faisceaux, comme réalisé par Huet *et al.* [70]. Ce n'est cependant pas dans cet objectif qu'ils ont été mis en service au laboratoire : seul le profil de dose, où les points sont normalisés par rapport à l'axe, sera exploité. Or l'allure de la courbe d'étalonnage peut avoir une influence sur la forme des profils. Pour quantifier cette influence, des valeurs minimales et maximales pour les paramètres  $a$  et  $b$  ont été définies à partir de leurs incertitudes. Quatre courbes d'étalonnages ont ainsi pu être appliquées sur le film irradié dans un mini-faisceau. La différence sur le profil de dose obtenu en fonction de la courbe d'étalonnage appliquée est essentiellement visible en fin de pénombre et reste faible (Figure 3. 19). Ceci peut néanmoins se traduire par un écart de 0.4 % sur les  $k_{\text{prof}}(\text{GR11})$  définis dans la section 4.2.2.1 du Chapitre 4 qui font intervenir l'intégrale de dose absorbée sur une surface de 1.5 cm de diamètre.

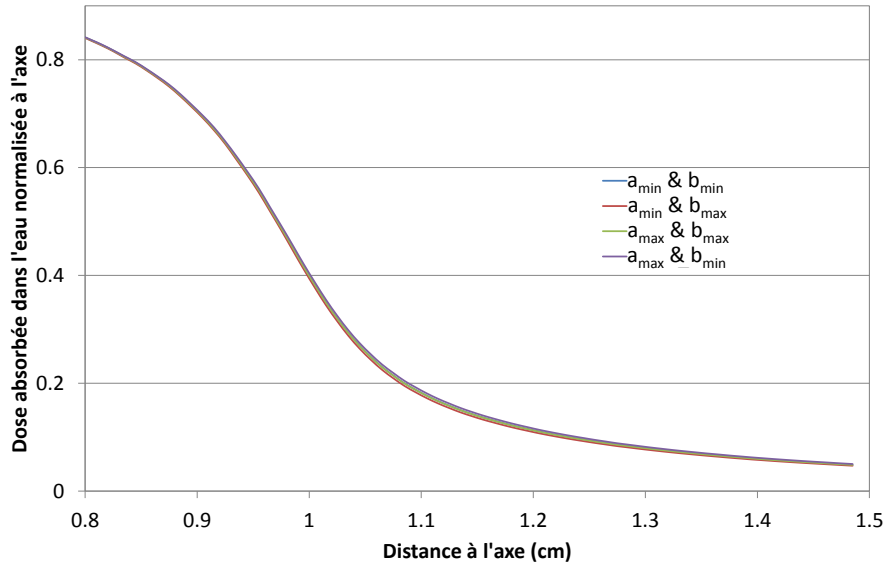


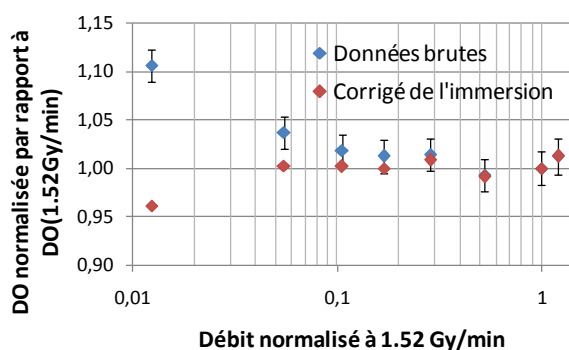
Figure 3. 19 : Impact de l'incertitude de la courbe d'étalonnage sur l'allure des profils.

### 3.3.4. Réponse en fonction du débit

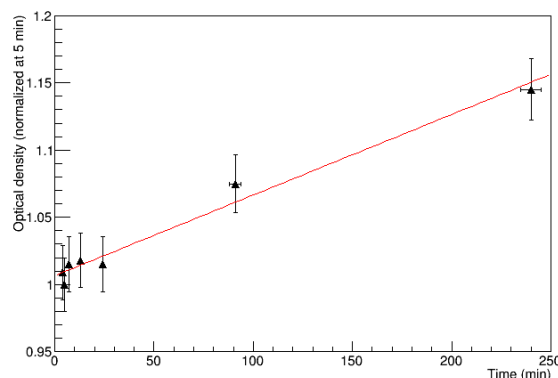
La dose hors champ est due à un faible nombre de photons qui déposent peu d'énergie dans le milieu, faisant varier le débit de dose absorbée. L'impact de cette variation sur la réponse des films a été étudié sur le Saturne 43 dans un faisceau de photons de 6 MV en modifiant la quantité d'électrons arrivant à l'entrée de la section accélératrice. Ceci permet de modifier le débit de dose absorbée par pulse tout en gardant la fréquence des pulses inchangée. Pour chaque débit, une dose absorbée de 5 Gy a été délivrée, déterminée à partir de mesures avec la chambre de référence NE\_2571. Les résultats illustrés en bleu dans la Figure 3. 20 montrent une dispersion inférieure à 2.5 % lorsque le débit diminue d'un facteur 10. Pour des débits encore plus faibles, les films montrent une sur-réponse importante.

Cependant, plus le débit diminue et plus la durée d'immersion du film dans l'eau augmente jusqu'à atteindre finalement 4 h pour délivrer les 5 Gy avec le débit le plus faible. Des films ont été irradiés de manière identique (même dose délivrée) mais avec un temps d'immersion variant de quelques minutes à 4 h. Les résultats montrent que la densité optique augmente avec le temps d'immersion (Figure 3. 21), suggérant que de l'eau pénètre par les couches protectrices et se diffuse par les tranches du film [86]. Il est par conséquent conseillé de ne pas laisser les films plus de 30 min dans l'eau.





**Figure 3. 20 : Variation de la densité optique en fonction du débit de dose absorbée. Le débit de 1.52 Gy/min correspond au débit standard de l'accélérateur.**



**Figure 3. 21 : Variation de la densité optique en fonction du temps d'immersion dans l'eau.**

En supposant une réponse linéaire en fonction du temps d'immersion, la sur-réponse aux bas débits disparaît après correction (Figure 3. 20). Aucune incertitude n'a été tracée pour les points corrigés de l'immersion sur la Figure 3. 20 car celle-ci est majorée par l'incertitude sur le coefficient directeur de la droite utilisé pour la correction (de l'ordre de 18 % en raison de l'incertitude sur chaque valeur de densité optique).

Les films EBT3 ont donc été considérés dans cette étude comme indépendants du débit de dose absorbée sur la plage étudiée.

### 3.3.5. Réponse en fonction de l'énergie

Le spectre en énergie diffère entre la région centrale du faisceau et la zone de pénombre. Une étude de la réponse des EBT3 en fonction de l'énergie a donc été menée.

Afin de différencier l'éventuelle influence du débit de dose absorbée de l'influence des spectres en énergie des faisceaux, plusieurs films (issus d'une même feuille) ont été irradiés sur plusieurs installations du LNHB délivrant des faisceaux dont l'énergie moyenne varie d'une cinquantaine de keV à quelques MeV. Le débit de dose absorbée dans l'eau utilisé est de 0.208 (2) Gy.min<sup>-1</sup>, qui correspond au débit de dose absorbée du faisceau de Cobalt n°2 du laboratoire dans les conditions de référence. Sur le générateur de rayons X de basse énergie, six faisceaux (décrits dans [87]) ont été utilisés, en modifiant le courant traversant la cathode pour obtenir le débit de dose absorbée souhaité. Sur l'accélérateur, des films ont été irradiés dans des faisceaux de photons de 6 et 12 MV, en modifiant la quantité d'électrons arrivant à l'entrée de la section accélératrice pour obtenir le débit souhaité. Un récapitulatif des faisceaux étudiés est donné dans le Tableau 3. 5.

Nom	RQR6	RQR9	RQR10	CCRI180	CCRI250	ISO300	Co <sup>60</sup>	X6	X12
Energie moyenne (MeV)	0.044	0.056	0.063	0.085	0.120	0.141	1.25	2	4

**Tableau 3. 5 : Energie moyenne des faisceaux utilisés au point de mesure dans l'eau. Les données en italique sont approximatives (prises comme l'énergie maximale du spectre divisée par trois).**

Il a été choisi de délivrer une dose absorbée de 5 Gy sur chaque film, bon compromis entre le temps d'irradiation et l'intensité du signal mesuré. L'incertitude sur la dose absorbée est comprise entre 1 et 2 % selon le faisceau étudié. Deux films ont été irradiés pour chaque faisceau, utilisant ainsi 18 des 20 films de la même feuille. Les films ont été irradiés dans l'eau à la profondeur de référence : 2 g.cm<sup>-2</sup> pour les six faisceaux issus du tube RX, 5 g.cm<sup>-2</sup> au <sup>60</sup>Co et 10 g.cm<sup>-2</sup> à l'accélérateur. Les résultats illustrés par la Figure 3. 22 montrent une forte sous-réponse (jusqu'à -18 %) pour les films irradiés aux moyennes énergies par rapport à ceux irradiés à haute énergie (cobalt et accélérateur).

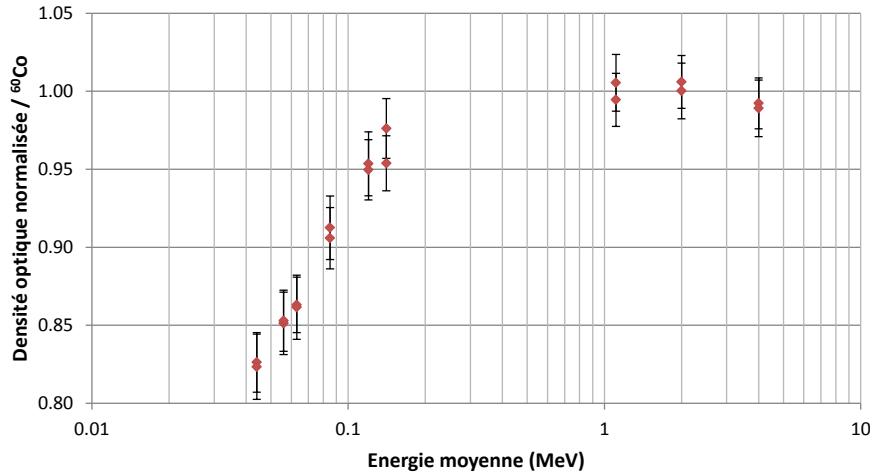


Figure 3. 22 : Variation de la densité optique en fonction de l'énergie moyenne du faisceau (débit de dose absorbée :  $0.208 \text{ Gy} \cdot \text{min}^{-1}$  ; dose absorbée dans l'eau : 5 Gy). L'incertitude représentée est celle de la moyenne sur de la région d'intérêt.

La même tendance a été remarquée par Villarreal-Barajas *et al.* [88] pour des EBT3 placés à la surface d'un fantôme et irradiés dans des faisceaux d'énergie effective de 30 à 170 keV. Une tendance identique a également été simulée par Sutherland *et al.* [89].

Les courbes d'étalonnage réalisées au 6 MV, au  $^{60}\text{Co}$  et dans deux faisceaux de rayons X de basse énergie pour plusieurs valeurs de dose absorbée sont présentées Figure 3. 23. Elles confirment la sous-réponse pour des photons de basse énergie alors que les courbes établies à haute énergie ( $^{60}\text{Co}$  et 6 MV) sont confondues aux incertitudes près. La variation relative de la réponse des films en fonction de l'énergie est trouvée indépendante de la dose absorbée : -13 % pour le faisceau RQR10 et -5 % pour le faisceau CCRI250 par rapport au  $^{60}\text{Co}$ .

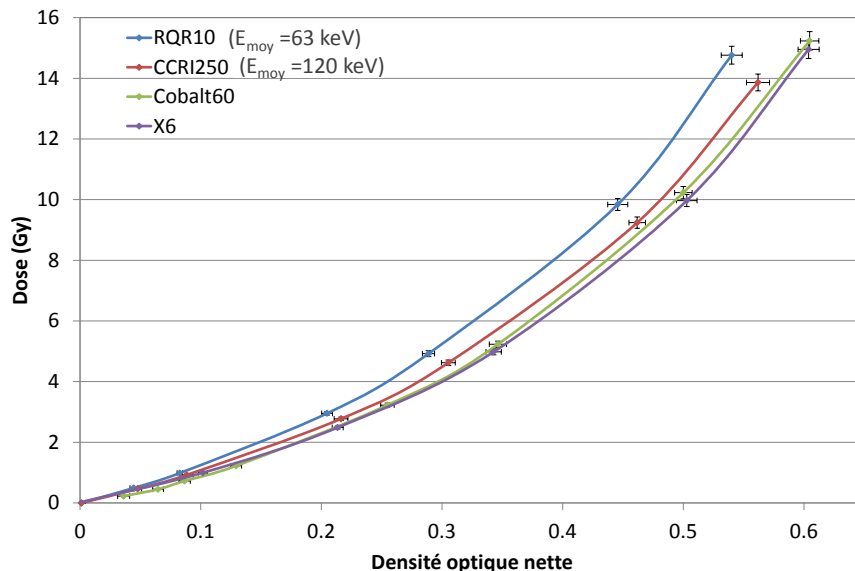


Figure 3. 23 : Courbes d'étalonnages des films EBT3 pour différentes qualités de faisceau.

Les études d'Arjomandy *et al.* [64, 90] fournissent des courbes d'étalonnage de films EBT2 (de 0.4 à 10 Gy) pour des faisceaux de basse et haute énergie similaires à ceux utilisés ici, sans pour autant mettre en évidence une sous réponse systématique des films irradiés à basse énergie. Enfin, l'étude de Brown *et al.* [91] montre des courbes

d'étalonnages d'EBT3 similaires pour des faisceaux de 4 MV ainsi que 25, 30 et 35 keV (différences inférieures à 3 %) mais la gamme de dose étudiée (0-3 Gy) rend difficile la comparaison avec nos données mesurées.

Afin d'estimer l'impact que pourrait avoir la sous-estimation des basses énergies lors de la mesure du profil de dose hors axe, des spectres photoniques ont été simulés à l'aide du code PENELOPE. Ceux-ci ont été enregistrés pour le faisceau de 2 cm de diamètre à 10 g.cm<sup>-2</sup> de profondeur dans l'eau, sur l'axe du faisceau, dans la zone de pénombre ainsi qu'hors champ (représenté respectivement par les bandes bleue, verte et violette dans la partie gauche de la Figure 3. 24). Les spectres obtenus, normalisés par rapport à leur intégrale, sont visibles dans la partie droite de la Figure 3. 24. Le pas de l'échantillonnage en énergie est de 37.5 keV, les photons sont simulés jusqu'à une énergie de coupure de 5 keV.

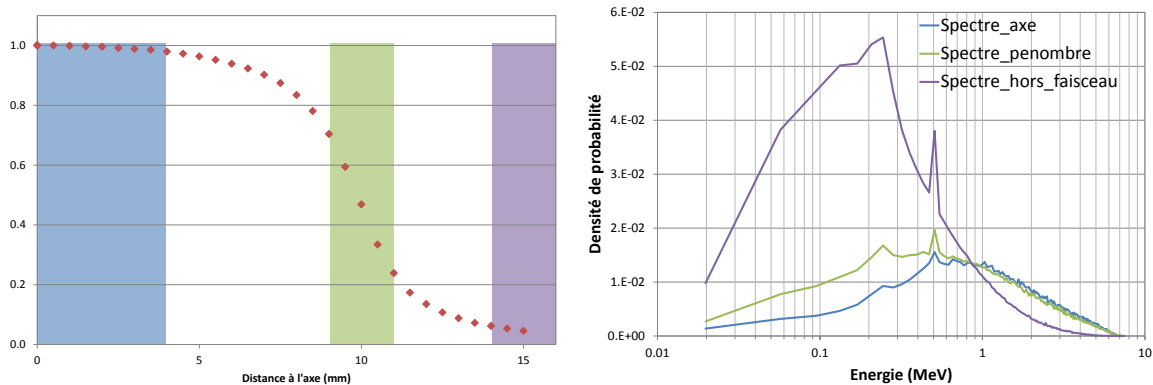


Figure 3. 24 : A gauche : zones d'enregistrement des spectres photoniques par rapport au profil de dose dans un champ de 2 cm de diamètre. A droite : spectres simulés (axe horizontal en échelle log).

Les spectres sur l'axe et dans la zone de pénombre sont très proches, excepté aux basses énergies. Hors champ, l'importance des basses énergies augmente fortement alors que celle des hautes énergies diminue. L'énergie la plus probable est alors située aux alentours de 250 keV et l'énergie moyenne sur la fluence est de l'ordre de 770 keV. Les spectres simulés aux mêmes distances de l'axe dans le champ de 1 cm de diamètre montrent des résultats similaires<sup>5</sup> (Figure 3. 25).

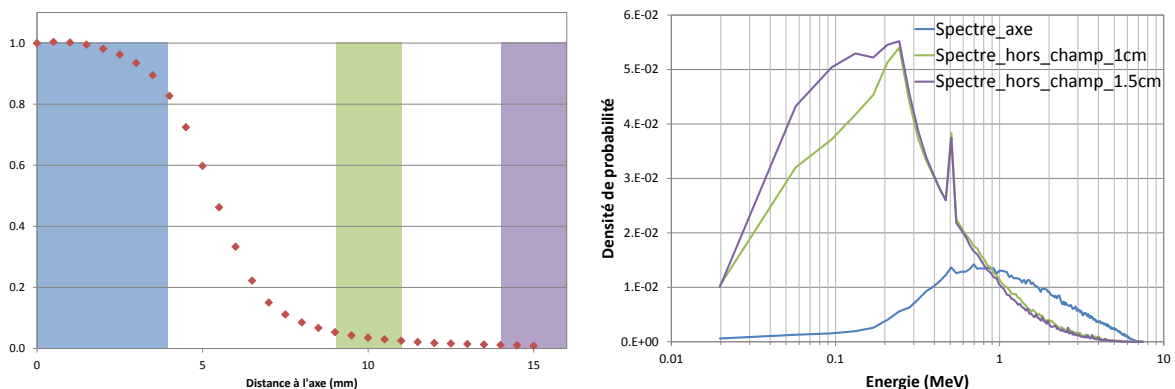


Figure 3. 25 : A gauche : zones d'enregistrement des spectres photoniques par rapport au profil de dose dans un champ de 1 cm de diamètre. A droite : spectres simulés (axe horizontal en échelle log).

La sous-estimation des photons de basse énergie par les films EBT3 commence aux alentours de 200 keV. Au regard des données du Tableau 3. 6 indiquant la proportion de

<sup>5</sup> Les résultats sont identiques pour les champs de 1 et de 0.75 cm de diamètre.

photons d'énergie inférieure à 200 keV à trois distances de l'axe, la dépendance en énergie des films peut *a priori* être négligée proche de l'axe et dans la zone de pénombre. Après la zone de pénombre en revanche, la mesure du profil de dose est très certainement faussée par tout dosimètre présentant une dépendance en énergie.

	Champ de 2 cm de diamètre	Champ de 1 cm de diamètre
Entre 0 et 0.4 cm de l'axe	2.6 %	1.2 %
Entre 0.9 et 1.1 cm de l'axe	5.7 %	21.8 %
Entre 1.4 et 1.6 cm de l'axe	24.8 %	26.4 %

Tableau 3. 6 : Proportion de photons d'énergie inférieure à 200 keV enregistrées à différentes distances de l'axe pour des champs de 2 et 1 cm de diamètre.

Malgré cela, la dépendance en énergie des films ne devrait pas être trop gênante pour la mesure d'intégrale de dose absorbée : dans un champ de 2 cm et sur une surface de 1.5 cm de rayon, la proportion de photons d'énergie inférieure à 200 keV n'est que de 3 %. En approximant la sous-estimation des photons d'énergie inférieure à 200 keV par les films à 15 %, l'erreur sur l'intégrale de dose absorbée n'est alors que de 0.45 %.

### 3.3.6. Mesure de profils

#### 3.3.6.1. En champ 10 cm x 10 cm

Le profil de dose à proximité de l'axe dans un champ de 10 cm de côté peut être précisément mesuré à l'aide d'une chambre d'ionisation. Dans cette région, la variation relative de dose est faible et les difficultés de mesures rencontrées dans les mini-faisceaux sont inexistantes. Les profils de dose obtenus à l'aide de films EBT3 ont donc été comparés avec celui déterminé à l'aide de la chambre d'ionisation PTW\_31010 dont le volume sensible fait environ 0.125 cm<sup>3</sup> (Figure 3. 26). Les images issues des films EBT3 ont été échantillonnées afin qu'en chaque point d'intérêt, la lecture soit intégrée sur un carré de 5.5 mm de côté, correspondant au diamètre du volume sensible de la chambre.

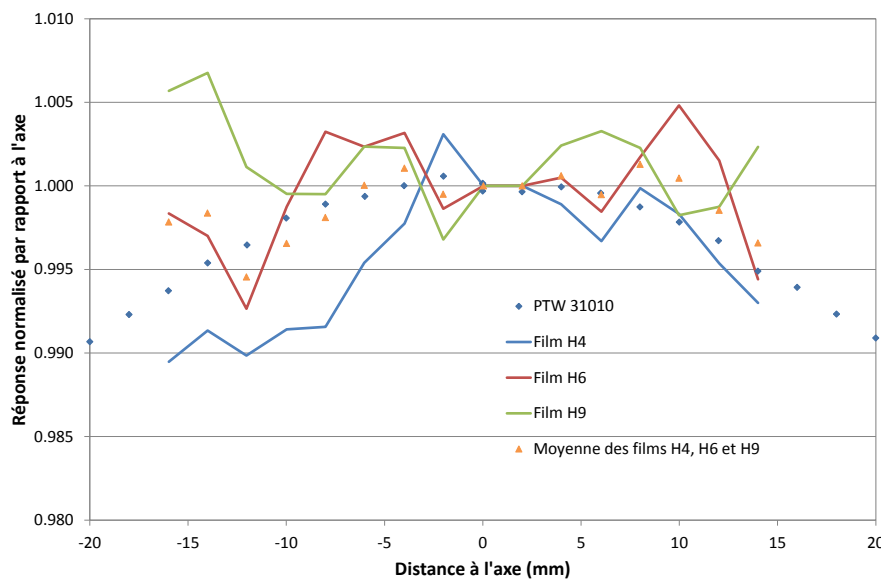


Figure 3. 26 : Profils horizontaux du champ 10 cm x 10 cm en X6 à l'accélérateur, mesurés avec une chambre d'ionisation et de films irradiés à différents niveaux de dose.

Les profils obtenus montrent des fluctuations importantes. Les films ne permettent donc pas d'avoir une précision suffisante pour détecter des variations de l'ordre de 1.5 %. Cependant, le fait de réaliser une moyenne sur plusieurs films permet de diminuer les fluctuations statistiques et améliore ainsi l'accord des profils obtenus avec la chambre d'ionisation et les films. L'écart maximum entre les films et la chambre d'ionisation est alors inférieur à 0.5 %. Il a donc été choisi pour la suite de moyenner la réponse de trois films pour obtenir une meilleure précision sur les profils de dose dans les mini-faisceaux.

### 3.3.6.2. Dans les mini-faisceaux

Plusieurs dosimètres ont été utilisés pour réaliser des mesures de profils de mini-faisceaux, dans l'eau et dans le graphite. Leurs appellations et principales caractéristiques sont données dans le Tableau 3. 7. Malgré son gros volume sensible, la chambre d'ionisation IBA\_CC04 a été utilisée pour mesurer les profils dans le graphite. C'est en effet la seule chambre pour laquelle le laboratoire possède une tranche en graphite avec un logement adapté à ses dimensions.

Nom	Type de dosimètre	Dimensions du volume sensible	
PTW_31014	Chambre d'ionisation PinPoint	Rayon :1 mm	Longueur :5 mm
Diamant_LCD	Diamant	1 mm x 1 mm x 165 µm	
Film EBT3	Film gafchromique Moyenne de 3 films	Anneau de 0.1 mm de largeur	Epaisseur du substrat : 30 µm
IBA_CC04	Chambre d'ionisation	Rayon : 2 mm	Longueur : 3.6 mm

Tableau 3. 7 : Dosimètres utilisés pour la mesure de profils de dose dans les mini-faisceaux.

Les films EBT3 permettent d'obtenir directement la cartographie en deux dimensions du faisceau, contrairement aux autres dosimètres qui réalisent une mesure en une dimension et supposent le faisceau parfaitement symétrique autour de son axe. Il est possible de tirer profit de cette symétrie pour diminuer les fluctuations statistiques des profils de dose obtenus avec les films : en sommant les valeurs des pixels situés dans un même anneau centré sur l'axe du faisceau et en normalisant cette somme par le nombre de pixels, un profil radial peut être obtenu.

Les profils obtenus dans l'eau à 10 cm de profondeur sont donnés Figure 3. 27. On constate un bon accord entre les profils obtenus avec le diamant et les films. Du fait de son volume sensible important, la chambre d'ionisation PTW\_31014 amincit le profil au sommet et l'élargit à la base.

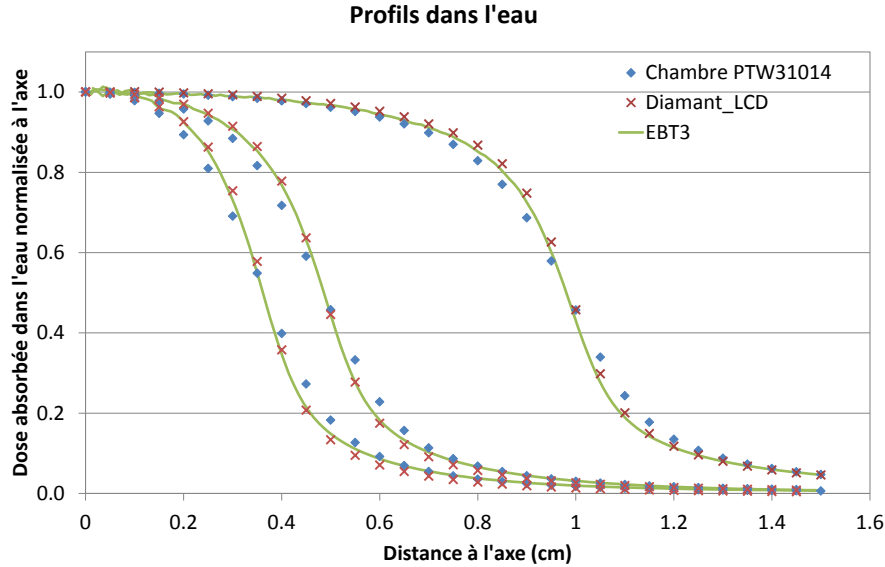


Figure 3. 27 : Profils de dose absorbée mesurés dans l'eau avec différents dosimètres dans des faisceaux de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre.

En modifiant la surface d'intégration sur l'image des films, il est possible de tracer un profil mesuré avec les films avec une résolution de 2 mm, qui correspond au diamètre de la cavité de la chambre PTW\_31014. Les points obtenus se superposent avec le profil mesuré à l'aide de la chambre d'ionisation comme indiqué sur la Figure 3. 28 (écart inférieur à 0.6 %), suggérant que seul l'effet de moyenne sur le volume sensible est à l'origine de la différence des profils obtenus dans les mini-faisceaux.

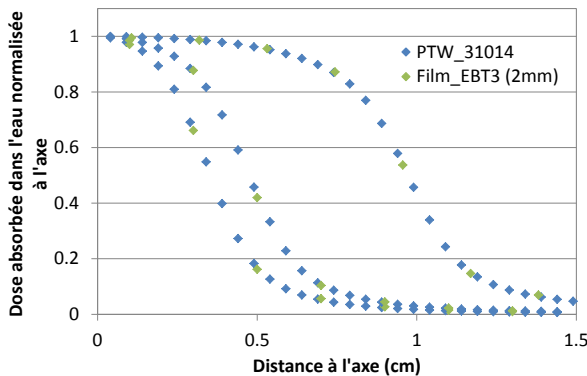


Figure 3. 28 : Comparaison des profils de dose absorbée mesurés avec la chambre PTW31014 et les films pour la même surface de détection.

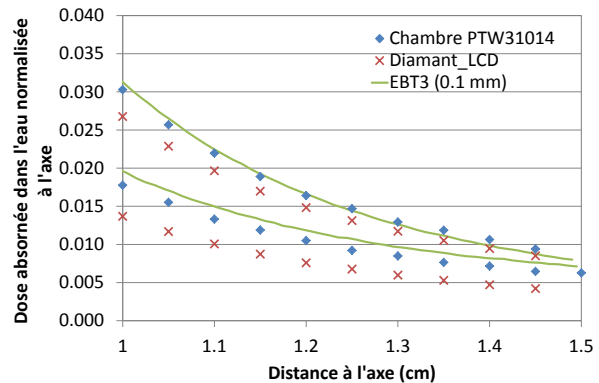


Figure 3. 29 : Zoom dans la zone de pénombre des profils de dose absorbée mesurés dans des faisceaux de 1 et 0.75 cm de diamètre.

Hors champ, la réponse des trois dosimètres est comprise dans un intervalle de 0.5 % (Figure 3. 29), ce qui correspond à la reproductibilité des mesures avec le diamant\_LCD loin de l'axe. La correction de mouvement propre appliquée au dosimètre diamant semble donc adaptée et la dépendance en énergie des films peut être considérée comme négligeable.

Les profils mesurés dans le graphite à  $10 \text{ g.cm}^{-2}$  sont présentés dans la Figure 3. 30. Sans surprise, l'effet de moyenne sur le volume sensible est particulièrement visible sur le profil obtenu avec la chambre d'ionisation IBA\_CC04 (volume sensible de 4 mm de diamètre). Ce dosimètre n'a donc pas été utilisé dans le champ de 0.75 cm de diamètre.

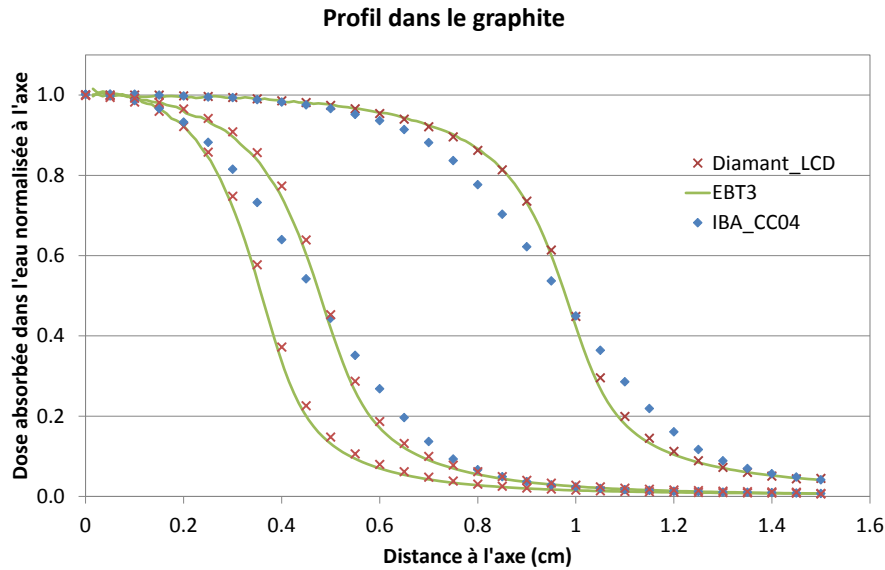


Figure 3. 30 : Profils de dose absorbée mesurés dans le graphite avec différents dosimètres dans des faisceaux de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre.

Des écarts apparaissent entre le film et le diamant pour les deux plus petites tailles de champ (Figure 3. 30): le profil mesuré avec des EBT3 est plus étroit que celui mesuré avec le diamant, ce qui est particulièrement visible lorsque la dose est inférieure à 50 % de celle sur l'axe. Après investigation, il apparaît que les profils horizontal et vertical mesurés avec le diamant ne se superposent pas pour les champs de 1 et 0.75 cm de diamètre comme indiqué sur la Figure 3. 31 alors que la cartographie obtenue avec les films montrent que le faisceau est symétrique autour de son axe. Cette différence est donc attribuée au possible décalage du dosimètre pour la mesure du profil du fait qu'il soit inséré dans une tranche graphite dont le logement fait 6.8 mm de diamètre alors que le diamant n'en fait que 6 mm. Les mesures de profils réalisées avec le dosimètre diamant\_LCD dans le graphite ont donc été considérées comme inexploitable.

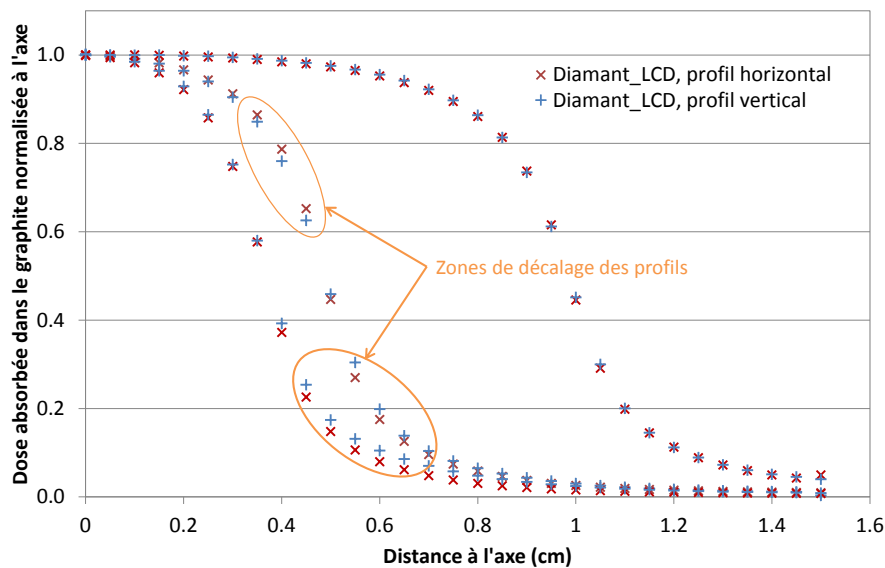


Figure 3. 31 : Profils horizontal et vertical mesurés avec le diamant\_LCD dans le graphite dans des champs de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre.

Les films EBT3 apparaissent donc comme un dosimètre bien adapté à la mesure de profils dans les mini-faisceaux dans l'eau : en accord avec le dosimètre diamant, ils permettent également de retrouver les profils mesurés avec une chambre d'ionisation PinPoint PTW\_31014 dans l'eau. Leur dépendance en énergie n'est donc pas un handicap pour la mesure de profils. Dans le graphite, le film est le seul dosimètre actuellement utilisable au LNHB pour réaliser des mesures de profil dans les mini-faisceaux.





# **Chapitre 4 : établissement des références dosimétriques pour les mini-faisceaux**

Les simulations Monte Carlo sont indispensables pour la détermination d'une référence en termes de produit dose-surface : une fois les paramètres validés, elles permettent de déterminer le facteur de transfert eau / absorbeur pour chaque mini-faisceau étudié. Ces valeurs ont ensuite été utilisées pour comparer la dose absorbée en un point dans le champ de 2 cm de diamètre déterminée directement à partir d'une mesure calorimétrique ou indirectement à partir d'un produit dose-surface. Enfin, la variation du coefficient d'étalonnage de la chambre SV-PMMA en termes de produit dose-surface en fonction de la taille de champ a été étudiée.

#### **4.1. Validation des simulations et calcul des facteurs de transfert**

Une fois la tête d'irradiation modélisée, il est nécessaire d'ajuster les paramètres initiaux des électrons sortant de la section accélératrice afin que les valeurs simulées concordent avec les données mesurées. Plusieurs paramètres peuvent être ajustés : l'énergie moyenne, la dispersion en énergie et la dispersion spatiale de la tâche focale. La dispersion en énergie est supposée être de forme gaussienne et le paramètre variable est alors l'écart-type de la distribution. La dispersion spatiale a été supposée uniforme dans un disque dont le rayon est une donnée ajustable. L'angle d'incidence des électrons a été négligé (valeur prise par défaut : 0°).

##### **4.1.1. Géométries et paramètres de simulation utilisés**

Plusieurs géométries ont été créées pour pouvoir comparer les données simulées aux mesures. Elles sont toutes incluses dans une cuve d'eau ayant pour masse volumique  $998.2067 \text{ kg.m}^{-3}$  (valeur à 20°C [92]). Le PSF étant calculé à 80 cm de la cible, une couche d'air de 10 cm est ajoutée avant la surface d'entrée de la cuve, placée à 90 cm de la cible.

Deux tailles de voxels ont été utilisées pour le calcul des rendements en profondeur:

- un cylindre de 1.7 mm de rayon et 5 mm de longueur perpendiculaire à l'axe du faisceau qui correspond à la taille du volume sensible et de la paroi de la chambre cylindrique PTW\_31014. Le rendement obtenu est comparé au rendement en profondeur mesuré. Pour le champ de 2 cm de diamètre, un cylindre de 3.15 mm de rayon et 5.7 mm de longueur a été utilisé pour permettre la comparaison aux mesures de la chambre Exradin A1SL ;
- un cylindre de 15 mm de rayon et 2 mm d'épaisseur parallèle à l'axe du faisceau qui correspond à la taille du volume sensible de la chambre SV-PMMA. Pour les mesures, le point effectif de mesure est situé sur la face interne de l'électrode de haute tension. Pour les simulations, celui-ci est pris au centre du voxel.

Afin de simuler les profils à  $10 \text{ g.cm}^{-2}$  de profondeur avec une incertitude plus faible en tirant profit de la géométrie cylindrique, les voxels ont été remplacés par des anneaux de 3.4 mm de largeur et de 5 mm d'épaisseur. Ces dimensions correspondent aux dimensions vues par le faisceau du volume sensible et de la paroi de la chambre PTW\_31014 utilisée lors des mesures (Figure 4. 1). Afin de ne pas être limité par une résolution de 3.4 mm entre deux points de calcul, plusieurs fichiers géométrie ont été créés en décalant les anneaux.

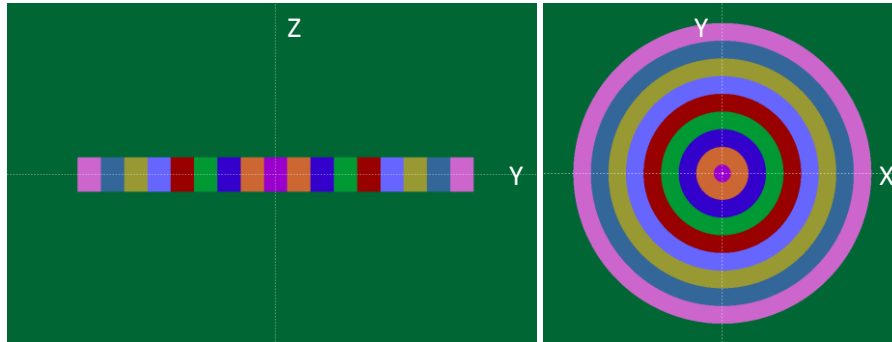


Figure 4. 1 : Visualisation d'une des géométries utilisées pour la simulation de profils.

Les paramètres physiques de transport et les paramètres initiaux pris par défaut sont identiques à ceux choisis pour la simulation du champ de 2 cm x 2 cm [7], rappelés dans le Tableau 4. 1. Le splitting au niveau de la cuve a été laissé à 20 (contre 30 sous EGS et 40 pour le champ de 2 cm x 2 cm sous PENELOPE) car des problèmes ont été rencontrés lorsque la valeur de ce paramètre était trop élevée [7].

$C_1 / C_2$	0.05 / 0.05
Energie de coupure (keV) : électrons / photons / positons	50 / 5 / 50
$W_{cc} / W_{cr}$ (keV)	5 / 5
IPSPLI	20
Energie moyenne (MeV)	6.25
Ecart-type de la distribution gaussienne en énergie (keV)	450
Largeur de la tâche focale (mm)	0.5

Tableau 4. 1 : Paramètres de simulation dans la cuve à eau.

#### 4.1.2. Comparaison aux mesures

Pour la comparaison aux mesures à l'aide de l'index gamma (décrit en Annexe C), les rendements et les profils simulés ont été re-échantillonnés par interpolation linéaire entre deux points avec un pas au minimum inférieur à la moitié du critère en distance de l'index gamma.

Deux autres indices ont été examinés pour avoir une évaluation globale de l'accord entre les simulations et les mesures:

- Atténuation linéique: à partir de rendements mesurés et simulés entre 5 et 25 cm, une fonction de type  $a.e^{-\mu'x}$  a été ajustée afin d'obtenir le coefficient d'atténuation effectif  $\mu'$  ;
- $TPR_{20,10}$ : le Tissue-Phantom Ratio a été mesuré à 20 et 10 cm de profondeur dans l'eau en gardant le dosimètre à une distance de 100 cm de la cible.

Sauf indication contraire, les incertitudes mentionnées dans ce paragraphe sont uniquement les incertitudes statistiques de type A.

##### 4.1.2.1. Dans le champ de 2 cm de diamètre

Le résultat de l'analyse de l'index gamma pour le rendement en profondeur obtenu avec la chambre Exradin A1SL est donné en Figure 4. 2. L'incertitude des mesures est d'environ 0.1 %, celle sur les simulations est comprise entre 0.14 et 0.26 % selon la profondeur. Un critère de 0.5 % et 0.5 mm a donc été pris pour le calcul de l'index gamma.

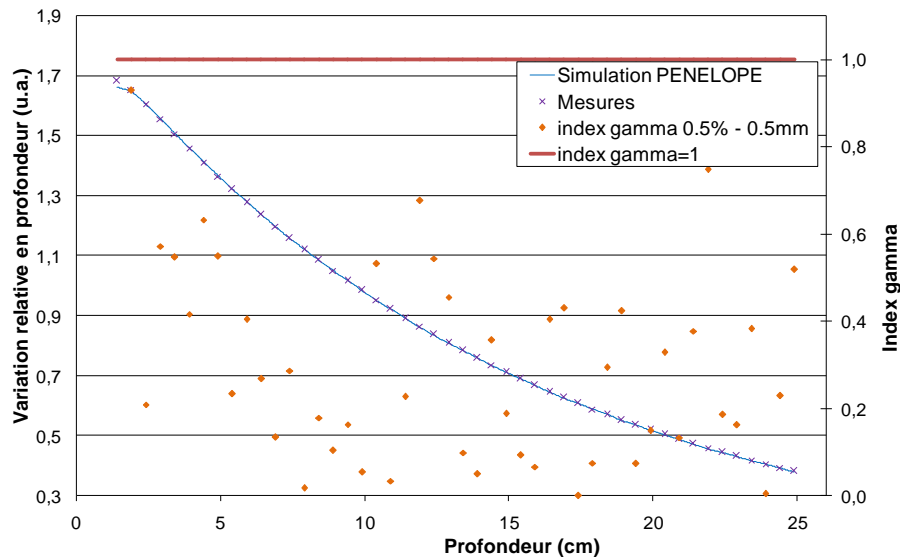


Figure 4. 2 : Analyse de l'index gamma du rendement en profondeur dans l'eau pour le champ de 2 cm de diamètre obtenu avec la chambre Exradin A1SL.

Le résultat de l'analyse de l'index gamma pour le profil obtenu avec la chambre PTW\_31014 est donné en Figure 4. 3. L'incertitude des mesures sur l'axe est toujours prise à 0.1 %. Hors du champ d'irradiation cependant, l'incertitude sur les mesures augmente du fait de la variation du coefficient d'étalonnage et du faible courant mesuré. L'incertitude sur les simulations n'excède pas 0.5 % jusqu'à 2 cm de l'axe (elle monte à 0.7 % entre 2 et 2.5 cm de l'axe). Un critère de 0.5 % et 0.5 mm a donc été considéré pour le calcul de l'index gamma.

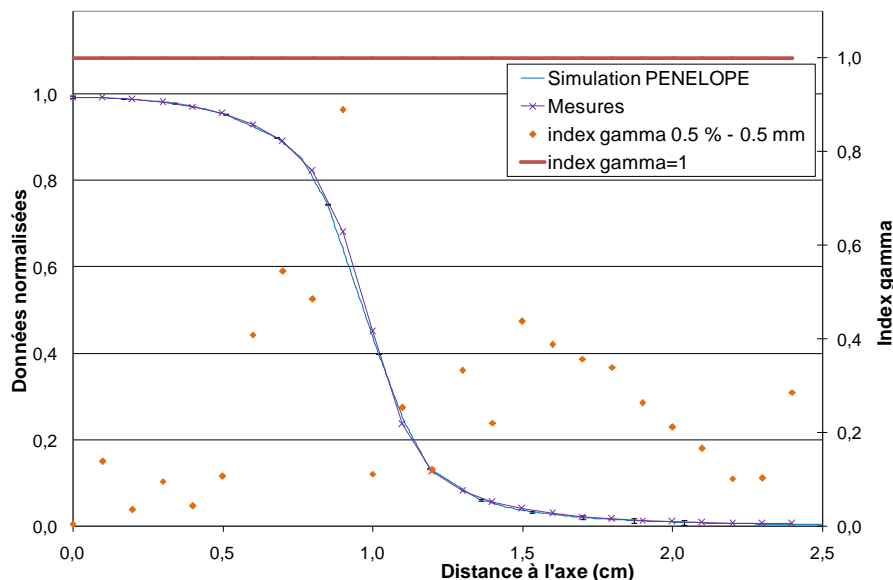


Figure 4. 3 : Analyse de l'index gamma du profil dans l'eau pour le champ de 2 cm de diamètre obtenu avec la chambre PTW\_31014.

On observe un très bon accord entre les mesures et les simulations sous PENELOPE avec les paramètres initiaux du champ 2 cm x 2 cm. Cet accord se retrouve sur les valeurs d'atténuation effectif et de  $TPR_{20,10}$  donnés dans le Tableau 4. 2. Il n'a donc pas été nécessaire d'ajuster les paramètres initiaux en champ de 2 cm de diamètre.

	Coefficient d'atténuation effectif $\mu'$ (cm <sup>-1</sup> )	$TPR_{20,10}$
Mesures	0,06240	0,6394 (05)
PENELOPE	0,06259	0,6388 (17)
PENELOPE/mesures	<b>1,0031</b>	<b>0,9990 (28)</b>

Tableau 4. 2 : Comparaison des valeurs de  $\mu$  et de  $TPR_{20,10}$  dans le champ de 2 cm de diamètre pour la chambre Exradin A1SL.

Le résultat de l'analyse de l'index gamma pour le rendement en profondeur obtenu avec la chambre SV-PMMA est donné Figure 4. 4. L'incertitude sur les simulations est inférieure à 0.1 % ; un critère de 0.5 % et 0.5 mm a été considéré pour le calcul de l'index gamma. Le rendement simulé apparaît légèrement moins pentu que les mesures. Bien que l'index gamma moyen soit plus élevé que pour le rendement avec l'A1SL, tous les points respectent le critère de tolérance.

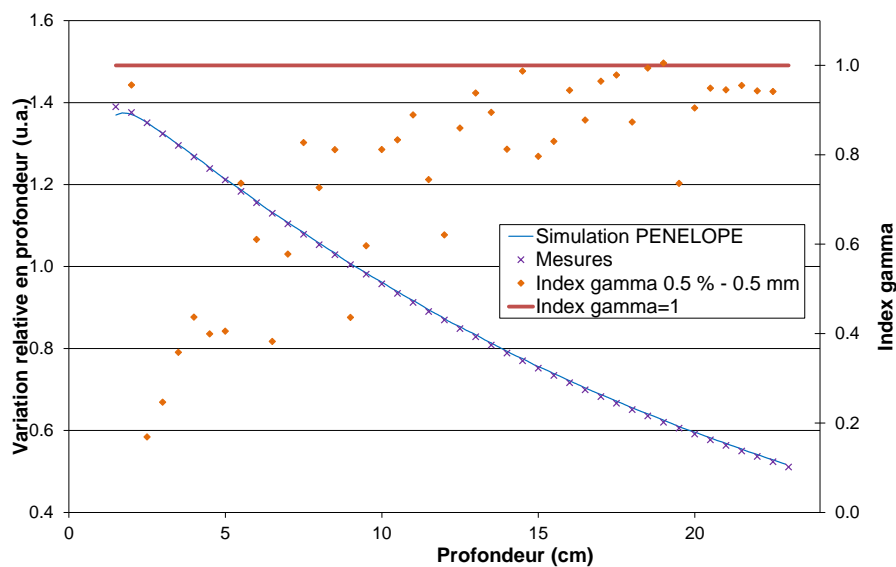


Figure 4. 4 : Analyse de l'index gamma du rendement en profondeur dans l'eau pour le champ de 2 cm de diamètre obtenu avec la chambre SV-PMMA.

Un écart plus important sur les valeurs d'atténuation effectives et de  $DAPR_{20,10}$  est également obtenu et les simulations ne sont pas en accord avec les mesures si on ne considère que les incertitudes de type A (Tableau 4. 3).

	Coefficient d'atténuation effectif $\mu'$ (cm <sup>-1</sup> )	$DAPR_{20,10}$
Mesures	0.04548	0.6435 (10)
PENELOPE	0.04505	0.6391 (09)
PENELOPE/mesures	<b>0.9905</b>	<b>0.9932 (18)</b>

Tableau 4. 3 : Comparaison des valeurs de  $\mu$  et de  $DAPR_{20,10}$  dans le champ de 2 cm de diamètre pour la chambre SV-PMMA.

Pour le champ de 2 cm de diamètre, le rendement en profondeur pouvait être mesuré avec une bonne précision à l'aide de la chambre Exradin A1SL. Par ailleurs, les résultats des simulations obtenues dans le champ de 2 cm de diamètre sont en moins bon accord avec les mesures lorsque le voxel est plus grand que la taille du faisceau : les simulations s'écartent au maximum de 1 % par rapport aux mesures réalisées avec la chambre SV-PMMA, contre 0.3 % d'écart entre les simulations et les mesures réalisées avec la chambre Exradin A1SL. Si le rayonnement diffusé n'est pas bien pris en compte par les

simulations Monte Carlo, alors l'incertitude sur le rendement simulé avec un grand voxel pour la comparaison aux mesures réalisées avec la chambre SV-PMMA peut devenir importante. Le rendement obtenu avec la chambre SV-PMMA n'a donc pas été utilisé pour la validation des paramètres initiaux le champ de 2 cm de diamètre.

#### 4.1.2.2. Dans les champs de 1 et 0.75 cm de diamètre

Pour des tailles de champ inférieures à 2 cm, la mesure du rendement en profondeur à l'aide d'un dosimètre de petit volume devient délicate. En effet, un léger décalage de l'alignement du système de déplacement de la chambre par rapport à l'axe du faisceau peut très vite fausser la mesure. Il paraît donc plus sûr de choisir le rendement en profondeur mesuré avec la chambre SV-PMMA pour laquelle ce décalage a beaucoup moins d'importance. Cependant, la mesure d'un rendement en profondeur avec une chambre plus grande que le faisceau suppose que le coefficient d'étalonnage de celle-ci est indépendant de la profondeur, ce qui est difficile à vérifier. Par ailleurs, des doutes sont apparus sur la précision des simulations lorsque le voxel était plus grand que le champ d'irradiation dans le champ de 2 cm de diamètre. L'ajustement des paramètres initiaux devient donc une étape délicate dans les mini-faisceaux et les incertitudes associées aux mesures et aux simulations augmentent.

Il a finalement été choisi de garder les mêmes paramètres initiaux que ceux utilisés dans le champ de 2 cm de diamètre et de vérifier qu'ils permettaient de retrouver les deux types de rendement en profondeur mesurés. Les résultats obtenus sont présentés sur la Figure 4. 5. L'incertitude sur les simulations est comprise entre 0.15 et 0.4 %. Un critère de 0.5 % / 0.5 mm a été appliqué pour le calcul de l'index gamma.

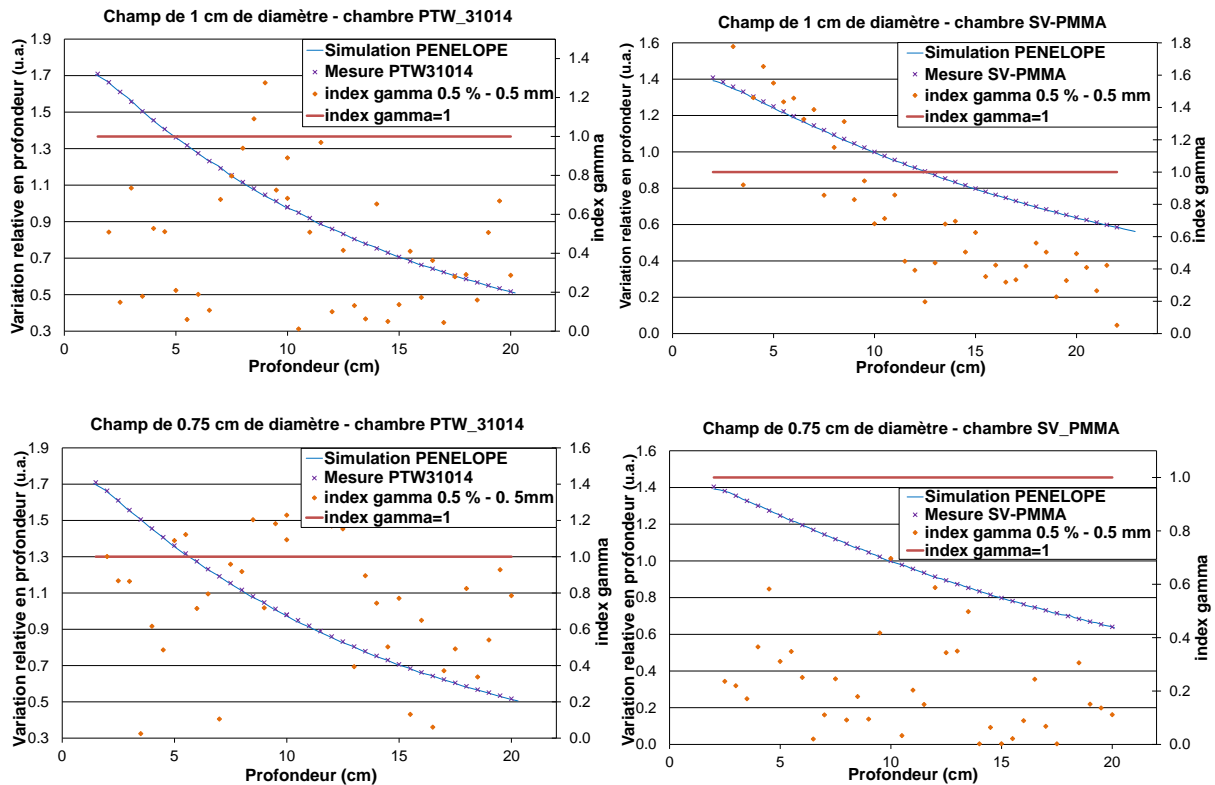


Figure 4. 5 : Analyse de l'index gamma des rendements en profondeur dans l'eau dans les champs de 1 cm (en haut) et 0.75 cm de diamètre (en bas) avec les chambres PTW\_31014 (à gauche) et SV-PMMA (à droite).

Dans le champ de 1 cm de diamètre, le rendement mesuré avec la chambre PTW\_31014 est en bon accord avec la simulation utilisant des voxels de petites dimensions. Pour le rendement mesuré avec la chambre SV-PMMA et simulé avec des voxels de dimension plus grande que celle du faisceau, un écart apparaît aux faibles profondeurs. Tous les points sont en accord avec un critère 0.8 % / 0.8 mm.

Dans le champ de 0.75 cm, la tendance est inversée le rendement mesuré avec la chambre SV-PMMA est en bon accord avec la simulation utilisant des voxels de grandes dimensions. Le rendement simulé avec des petits voxels est en accord avec la mesure de la chambre PTW\_31014 si un critère 0.8 % / 5 mm est utilisé.

Bien qu'il soit nécessaire d'augmenter le critère à 0.8 % / 0.8 mm pour que l'ensemble des points simulés soit en accord avec les mesures, ces résultats sont considérés comme satisfaisants. En effet, l'incertitude sur les mesures avec la chambre PTW\_31014 et sur les simulations avec un voxel plus grand que le faisceau ne semble pas permettre de déterminer plus finement les paramètres initiaux. Au vu des résultats obtenus pour les valeurs de  $DAPR_{20,10}$  (Tableau 4. 4), une incertitude de type B de l'ordre de 0.4 % sur les résultats des simulations dans des voxels plus grands que la dimension du faisceau permettrait de conclure à un bon accord avec les mesures.

	Diamètre 1 cm		Diamètre 0.75 cm	
	Coefficient d'atténuation effectif $\mu'$ (cm <sup>-1</sup> )	$DAPR_{20,10}$	Coefficient d'atténuation effectif $\mu'$ (cm <sup>-1</sup> )	$DAPR_{20,10}$
Mesures	0.04482	0.6444 (09)	0.04471	0.6445 (08)
PENELOPE	0.04454	0.6416 (15)	0.04465	0.6411 (24)
PENELOPE / mesures	<b>0.9938</b>	<b>0.9956 (27)</b>	<b>0.9987</b>	<b>0.9946 (39)</b>

Tableau 4. 4 : Comparaison des valeurs de  $\mu$  et de  $DAPR_{20,10}$  dans les champs de 1 et 0.75 cm de diamètre pour la chambre SV-PMMA. Seules les incertitudes de type A sont indiquées.

Pour la comparaison des profils de dose, les mesures réalisées avec films EBT3 ont été prises comme référence. En effet, bien que la chambre d'ionisation soit le dosimètre de référence en radiothérapie, les profils mesurés avec la chambre PTW\_31014 ne sont pas les plus adaptées du fait des grandes dimensions de son volume sensible. L'accord avec les simulations est bon en considérant un critère de 0.5 % / 0.5 mm (Figure 4. 6).

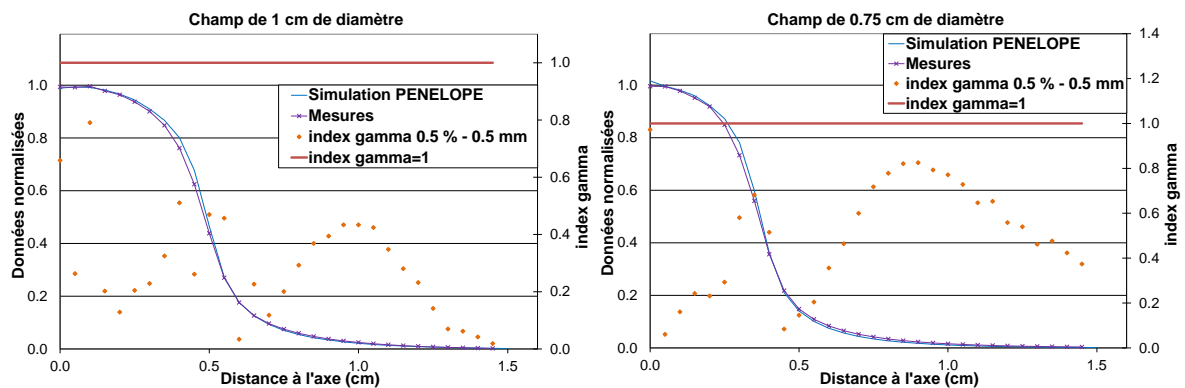


Figure 4. 6 : Analyse gamma du profil dans l'eau pour les champs de 1 cm (à gauche) et 0.75 cm de diamètre (à droite).



### 4.1.3. Facteurs de transfert eau / absorbeur

Une fois les paramètres initiaux des électrons retenus et les fichiers PSF de grande taille calculés, les dépôts d'énergie dans différentes géométries ont pu être calculés pour déterminer le facteur de transfert eau / absorbeur. Celui-ci a été déterminé pour le GR11 (absorbeur de 3 cm de diamètre) dans les champs de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre et pour le GR10 (absorbeur de 0.6 cm de diamètre) dans le champ de 2 cm de diamètre.

A partir des mesures dimensionnelles réalisées lors de la construction du GR10 et du GR11 (cf Annexe A), ces deux calorimètres ont été simulés dans leur fantôme en graphite. Les feuilles de mylar de 0.1 mm d'épaisseur permettant l'étanchéité ont été prises en compte mais pas les feuilles de mylar aluminisé de 0.007 mm d'épaisseur qui permettent de diminuer les fuites thermiques par rayonnement. La masse volumique du graphite a été ajustée en fonction des différents éléments des calorimètres et du fantôme (Figure 4. 7).

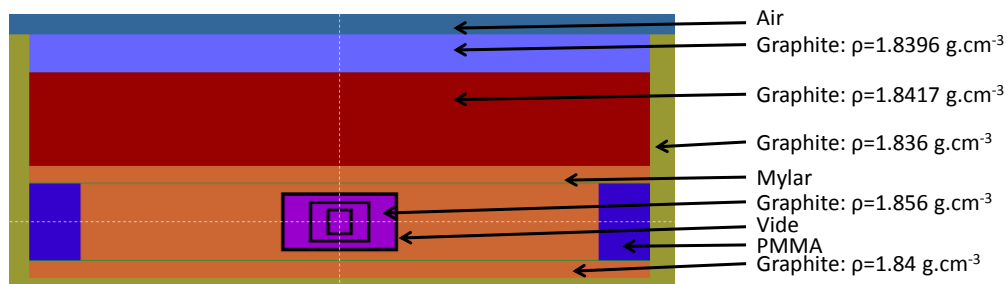


Figure 4. 7 : Géométrie et densités du graphite utilisées pour la modélisation du GR10.

Enfin, deux volumes de détection ayant les mêmes dimensions que les absorbeurs des GR10 et GR11 ont été placés à 10 cm de profondeur dans un fantôme d'eau afin d'obtenir une valeur de dose absorbée dans l'eau. Une plaque de 4 mm d'épaisseur en PMMA a été placée à l'entrée du fantôme pour simuler la paroi d'entrée de la cuve à eau.

Les rapports de dose absorbée simulés sont donnés dans le Tableau 4. 5. Ils ont été déterminés à partir des énergies déposées au niveau des volumes correspondants aux absorbeurs dans les différentes géométries décrites précédemment et en considérant que la masse du voxel est égale à son volume multiplié par la masse volumique du matériau considéré. Ces rapports ont été comparés à ceux obtenus avec le code EGS<sub>nrc</sub>.

		PENELOPE		EGS <sub>nrc</sub>		PENELOPE / EGS <sub>nrc</sub>
D2	GR10	1.0051	0.23 %	1.0043	0.21 %	<b>1.0008 (31)</b>
	GR11	1.0085	0.10 %	1.0062	0.08 %	<b>1.0023 (13)</b>
D1	GR11	1.0082	0.19 %	1.0079	0.05 %	<b>1.0003 (19)</b>
D075	GR11	1.0089	0.30 %	1.0088	0.08 %	<b>1.0000 (31)</b>

Tableau 4. 5 : Comparaison des facteurs de transfert eau / absorbeur simulés avec les codes PENELOPE et EGS<sub>nrc</sub>. Seules les incertitudes de type A sont indiquées.

L'écart entre les deux codes est compatible en ne tenant compte que des incertitudes de type A ( $k=1$ ), sauf pour le GR11 dans le champ de 2 cm de diamètre. En considérant une incertitude de type B de 0.4 % pour chaque code, les deux codes sont en accord pour toutes les valeurs calculées, bien que les valeurs obtenues avec PENELOPE soient systématiquement plus élevées que celles avec EGS<sub>nrc</sub>. En tenant compte du fait que ces simulations ont été réalisées avec deux codes différents dont la distribution initiale des électrons n'est pas la même et qu'il existe nécessairement quelques différences au niveau

des géométries utilisées puisque chaque code a été utilisé par un opérateur différent, ces résultats sont très satisfaisants. On remarque par ailleurs que le facteur de transfert eau / absorbeur calculé avec PENELOPE demeure stable pour le GR11 dans les trois tailles de champ.

## 4.2. Validation de la nouvelle approche dans le champ de 2 cm de diamètre

### 4.2.1. Rapport GR10/GR11 simulé et mesuré

Dans le champ de 2 cm de diamètre, le rapport des doses absorbées moyennes simulées dans les absorbeurs du GR10 et du GR11 a été comparé aux mesures, corrigées des impuretés. La détermination du facteur de correction des impuretés se fait par une méthode analytique qui ne rentre pas dans le cadre de cette thèse [93]. La valeur prise pour le GR10 est celle déterminée dans le champ de 2 cm de côté [7] ( $k_f=0.9955$  (10)). Pour le GR11, il a été considéré que les thermistances n'étaient pas directement irradiées et que par conséquent  $k_f$  pouvait être pris égal à 1, associé à la même incertitude que pour le GR10.

Comme indiqué sur la Figure 4. 8, les simulations s'écartent de 0.8 et 1.5 % par rapport aux mesures pour les codes PENELOPE et EGS<sub>nrc</sub> respectivement. Ces écarts sont largement supérieurs aux incertitudes de type A.

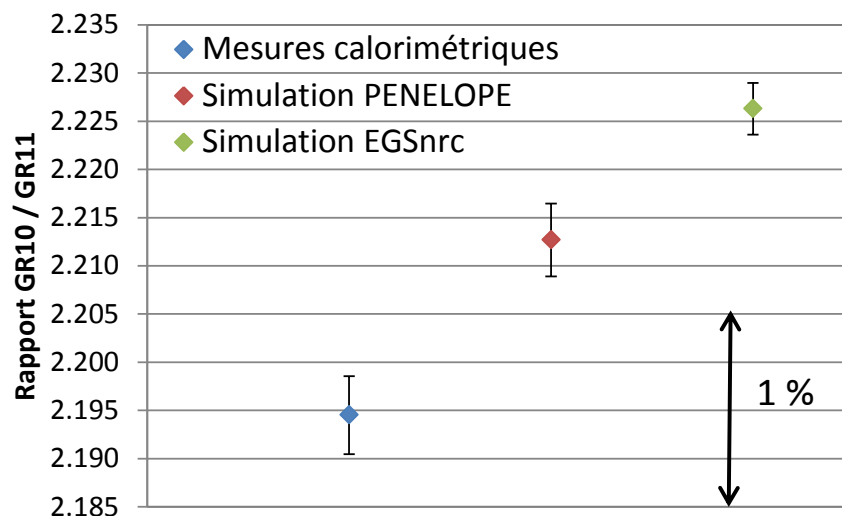


Figure 4. 8 : Comparaison du rapport GR10 / GR11 déterminé par les mesures calorimétriques et les simulations dans le champ de 2 cm de diamètre. Seules les incertitudes de type A sont indiquées.

L'écart des deux codes par rapport aux mesures pourrait provenir du fait que l'un des voxels utilisé dans le rapport est partiellement irradié et l'autre non. L'utilisation d'un voxel plus grand que le faisceau pour la simulation de l'énergie absorbée dans l'absorbeur du GR11 nécessite en effet une prise en compte correcte du rayonnement diffusé. Les énergies de coupure étant de 5 keV pour les photons et 50 keV pour les particules chargées (sous PENELOPE), la difficulté repose peut-être plus dans la modélisation à proprement parler<sup>6</sup>.

<sup>6</sup> Les énergies de coupure ont été baissées à 1 keV pour les photons et 10 keV pour les particules chargées, sans montrer de différence significative (écart de 0.04 %)

Dans tous les cas, il existe un doute sur les rapports de dose simulés lorsqu'un des deux voxels de calcul est plus grand que le faisceau.

Le rapport de deux doses simulées dans des voxels plus grands que le faisceau ne semble cependant pas souffrir du même problème puisque les rendements mesurés avec les chambres SV-PMMA ont pu être relativement bien simulés. L'incertitude de type B sur les simulations Monte Carlo est cependant probablement plus importante dans ce cas-là que lorsque des voxels plus petits que le faisceau sont utilisés (prise à 0.2 % au LNHB à  $k = 1$ ).

Cette comparaison soulève également la question de savoir comment le rayonnement diffusé est modélisé par les algorithmes des systèmes de planification de traitement utilisés en routine clinique dans les services de radiothérapie. Les simulations Monte Carlo étant habituellement considérées comme des références, le problème rencontré ici sera probablement amplifié pour des algorithmes simplifiant le transport des particules pour gagner en temps de calcul. Il existe donc tout un domaine à explorer sur les modèles employés dans les simulations Monte Carlo et les modélisations des systèmes de planification de traitement lorsque la région d'intérêt est plus grande que la taille du faisceau dans l'optique où le produit dose-surface serait amené à être utilisé en milieu hospitalier.

#### 4.2.2. Comparaison du GR10 et du GR11 en termes de dose absorbée en un point

La comparaison des deux calorimètres dans le champ de 2 cm de diamètre peut se faire de deux manières :

- En termes de produit dose-surface pour une surface d'intégration commune. Deux coefficients d'étalonnage seraient alors déterminés en utilisant la formule (1. 7) décrite dans le Chapitre 1 :

$$N_{DAPeau} = \frac{DAP_{eau/UM}(S)}{Q_{eau/UM}^*} = \frac{D_{abs/UM}}{Q_{eau/UM}^*} \left[ \frac{D_{eau}(V)}{D_{abs}} \right]_{MC} S \quad (1.7)$$

Il faut alors choisir une surface  $S$  identique pour les deux calorimètres. Cette approche a l'avantage de ne pas utiliser de correction de profil  $k_{prof}$  mais utilise un rapport de deux doses simulées par Monte Carlo dans des voxels de tailles différentes. Au vu des doutes émis à ce sujet précédemment, cette approche n'a pas été retenue ;

- En termes de dose ponctuelle au centre. Les coefficients d'étalonnages sont alors calculés grâce à la formule (1. 5) :

$$N_{Deau} = \frac{D_{eau/UM}(C)}{Q_{eau/UM}^*} = \frac{D_{abs/UM}}{Q_{eau/UM}^*} \left[ \frac{D_{eau}(V)}{D_{abs}} \right]_{MC} k_{prof}(V) \quad (1.5)$$

Dans ce cas, les simulations Monte Carlo se font dans un voxel ayant les mêmes dimensions que l'absorbeur du calorimètre considéré mais il est nécessaire de mesurer une correction de profil. Plusieurs dosimètres ayant été utilisés pour la détermination de profils de dose dans le champ de 2 cm de diamètre, cette approche a été privilégiée.

##### 4.2.2.1. Détermination de la correction de profil

Le facteur de correction de profil est déterminé par la formule (4. 1) :

$$k_{prof} = \frac{g(0) \cdot \int_0^R r dr}{\int_0^R g(r) r dr} \quad (4. 1)$$

où:

- $g(0)$  est la dose absorbée mesurée sur l'axe ;
- $2\pi \int_0^R r dr$  est la surface sensible du calorimètre considéré ;
- $g(r)$  est la dose absorbée mesurée à une distance  $r$  de l'axe ;
- $2\pi \int_0^R g(r) r dr$  est l'intégrale de dose absorbée sur la surface sensible du calorimètre ( $R$  est le rayon de l'absorbeur du calorimètre considéré).

Le facteur  $k_{prof}$  ainsi déterminé permet de ramener le résultat, mesuré sur une surface, en un point.

Une chambre d'ionisation PinPoint PTW\_31014, un dosimètre diamant et les films gafchromiques EBT3 ont été utilisés pour déterminer les corrections de profil dans le champ de 2 cm de diamètre. Pour les dosimètres 1D (chambre et diamant), un profil horizontal et un profil vertical ont été mesurés. En supposant une forme de faisceau parfaitement cylindrique, une correction de profil peut être déterminée deux fois pour chaque profil en considérant les mesures d'un côté de l'axe puis de l'autre. La moyenne sur les quatre valeurs obtenues (à partir des deux demi-profils horizontaux et des deux demi-profils verticaux) a été prise. Les films EBT3 étant des dosimètres 2D, l'intégrale de dose absorbée a pu être mesurée sans faire l'hypothèse d'un faisceau parfaitement cylindrique.  $g(0)$  a été déterminé à partir de l'intégrale de dose absorbée mesurée sur un disque de 1 mm de rayon. Les coordonnées du pixel central ont été déterminées en faisant la moyenne de l'image projetée sur l'axe horizontal puis sur l'axe vertical.

Les valeurs ainsi déterminées sont présentées dans le Tableau 4. 6. Pour le GR10, la correction de profil est faible (de l'ordre de 0.5 %) et tous les dosimètres sont en accord. Ceci s'explique par le fait que l'absorbeur du GR10 (de 0.6 cm de diamètre) est irradié de manière quasi-homogène dans le champ de 2 cm de diamètre. Pour le GR11 en revanche, comme l'absorbeur de 3 cm de diamètre est plus grand que le faisceau, la correction de profil nécessaire pour considérer la mesure comme ponctuelle atteint plus de 220 %. Les valeurs déterminées à partir de la chambre et du diamant sont proches mais celle obtenue à partir des films est située 1 % au-dessus.

	GR10		GR11	
	$k_{prof}$	Incertitude	$k_{prof}$	Incertitude
PTW31014	1.0052	0.22 %	2.2145	0.58 %
Diamant	1.0033	0.29 %	2.2138	0.78 %
EBT3	1.0051	0.71 %	2.2395	0.74 %
Moyenne	1.0045	0.11 %	2.2226	0.66 %

Tableau 4. 6 : Valeurs des corrections de profil déterminées en fonction du dosimètre utilisé.

Les incertitudes ont été estimées de la manière suivante :

- Pour les dosimètres 1D, l'incertitude de type A est prise égale à l'écart type sur la mesure au centre (généralement inférieure à 0.2 %). Cette valeur est néanmoins sous-estimée pour les points de mesure hors axe (donc pour le facteur  $k_{prof}$  du

GR11) du fait du faible signal mesuré. L'incertitude de type B est estimée par l'écart type sur les quatre valeurs de  $k_{prof}$  déterminées. Aucune incertitude n'a été associée à l'hypothèse d'un faisceau à géométrie parfaitement cylindrique. Enfin, comme le centrage du dosimètre sur l'axe du faisceau est délicat, il s'est avéré nécessaire de recentrer les profils visuellement lors de l'exploitation mais aucune incertitude n'y a été associée. Les incertitudes mentionnées pour les dosimètres 1D dans le Tableau 4. 6 sont donc sous-estimées, particulièrement pour le facteur  $k_{prof}$  du GR11 ;

- Pour les films, l'incertitude de type B liée à la méthode est difficile à estimer mais devrait être faible puisqu'il n'y a pas de problème de centrage ni d'hypothèse sur la géométrie du faisceau. Bien que la reproductibilité du facteur  $k_{prof}$  sur trois films soit inférieure à 0.5 %, cette valeur n'a pas été retenue comme incertitude de type A. Il a été choisi de maximiser l'incertitude en considérant les écarts types sur la distribution des intégrales de dose absorbée mesurées avec les trois films. L'incertitude obtenue sur le facteur  $k_{prof}$  du GR10 est ainsi essentiellement liée au bruit statistique au niveau de la surface de normalisation. Comme pour les dosimètres 1D, aucune incertitude n'a été associée à la potentielle variation du coefficient d'étalonnage avec l'énergie dans la zone de pénombre. L'incertitude liée à la courbe d'étalonnage évoquée à la section 3.3.3. a par contre été prise en compte.

La dispersion des résultats pour le GR11 montre la difficulté à déterminer précisément une correction de profil pour une surface plus grande que le faisceau, ce qui renforce l'intérêt pour l'approche du produit dose-surface dans les mini-faisceaux.

Des trois dosimètres, la chambre PinPoint a le volume sensible le plus important ce qui modifie l'allure du profil dans la zone de pénombre et peut ainsi fausser la détermination de la correction de profil. Les films EBT3 donnent une valeur de  $k_{prof}$  significativement plus élevée qui pourrait être liée à leur sous-estimation des basses énergies. Comme le montre la Figure 4. 9, la région située en dehors du champ d'irradiation (entre 1 et 1.5 cm de l'axe) contribue à hauteur d'environ 20 % à l'intégrale de dose absorbée. Si dans cette région la dose mesurée est sous-estimée, alors l'intégrale de dose absorbée déterminée est également sous-estimée et la correction de profil associée surestimée.

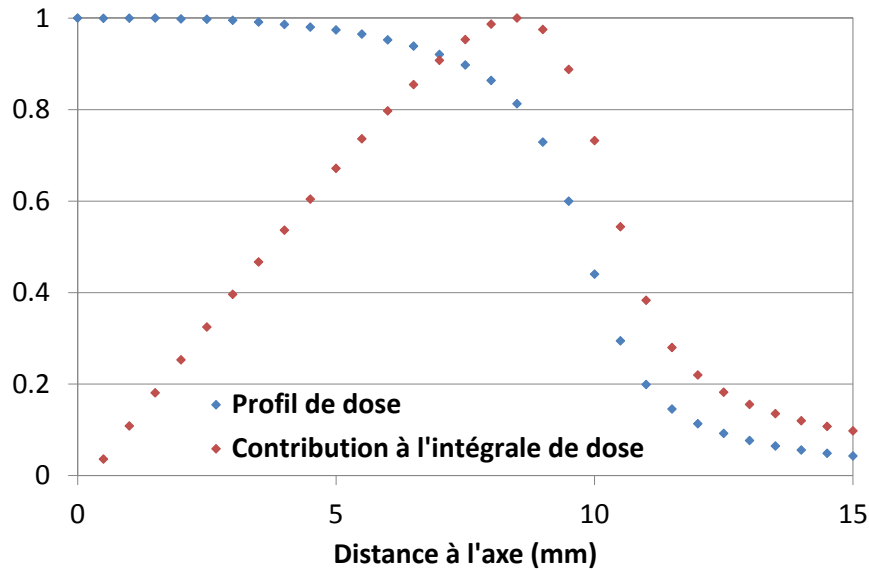


Figure 4. 9 : Profil de dose et contribution correspondante à l'intégrale de dose absorbée.

Le diamant présente également une sous-estimation aux basses énergies. Il possède également un mouvement propre important dont il faut tenir compte : sans impact majeur lorsque le signal mesuré est fort, il devient important pour les mesures situées loin de l'axe central du faisceau. La contribution du mouvement propre au signal mesuré sur l'axe a été mesurée avant la détermination des profils (1.24 % du signal sur l'axe dans le champ de 2 cm de diamètre). Une valeur absolue de mouvement propre a ensuite été déterminée pour chaque profil à partir des mesures réalisées sur l'axe et cette valeur a été soustraite au signal mesuré. La correction ainsi apportée atteint 30 % à 1.5 cm de l'axe. A titre d'exemple, la non-prise en compte de cette correction fait varier le facteur  $k_{prof}$  du GR11 de 1.2 %. Cette méthode reste cependant approximative car elle suppose que le mouvement propre est inchangé tout le long de la mesure des profils et elle repose sur la mesure d'un signal faible donc difficilement mesurable avec précision.

Aucun des trois dosimètres utilisé ne donne donc pleinement satisfaction. Au vu de l'ensemble des considérations énoncées, il a été choisi de prendre une correction de profil moyennée sur les trois dosimètres et d'y associer comme incertitude type l'écart-type sur la distribution. Une moyenne pondérée des incertitudes n'a pas été retenue du fait de la difficulté à estimer celles-ci.

#### 4.2.2.2. Reproductibilité du faisceau

La détermination de la correction de profil étant une étape délicate pour la comparaison des calorimètres, il a été décidé de renouveler la mesure de profils de dose dans le champ de 2 cm, un an après les premières mesures.

Les mêmes dosimètres ont été utilisés : la chambre d'ionisation PTW\_31014, le diamant du Laboratoire des Capteurs Diamant et les films EBT3. L'acquisition et le traitement des données ont été menés de la même manière pour la chambre et les films. Néanmoins, pour le diamant, deux types de profils ont été mesurés : des profils « classiques » et des profils pour lesquels une mesure du mouvement propre a été réalisée avant et après chaque point de mesure. La correction de profil qui en a été déduite était identique pour le GR10 mais présentait une différence de 0.7 % pour le GR11, pour le même

dosimètre diamant. Bien que les résultats soient compatibles aux incertitudes près, cela montre l'importance de la correction de mouvement propre et la difficulté d'en tenir compte correctement. Pour la suite, seuls les profils « classiques » ont été utilisés pour pouvoir être comparés à la précédente campagne de mesure.

La comparaison des valeurs de  $k_{prof}$  mesurés à un an d'intervalle montrent des écarts inférieurs à 0.2 % pour le GR10. Les résultats pour le GR11 sont indiqués dans la Figure 4. 10.

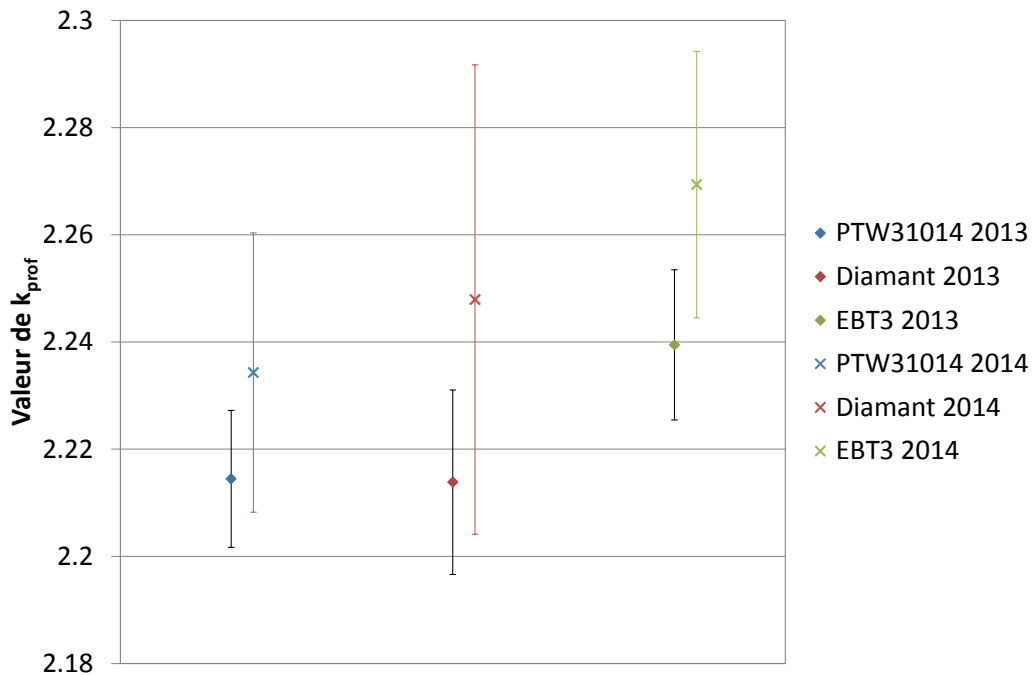


Figure 4. 10 : Comparaison des valeurs de  $k_{prof}$  pour le calorimètre GR11 déterminées à l'aide de différents dosimètres en 2013 et 2014 dans le champ de 2 cm de diamètre.

Les nouvelles valeurs sont systématiquement plus élevées que les anciennes, de 0.9, 1.5 et 1.3 % respectivement pour la chambre d'ionisation, le diamant et les films. Cet écart s'explique par le fait que le faisceau étudié n'est pas strictement le même, alors que les  $DAPR_{20,10}$  mesurés étaient identiques: le collimateur additionnel ayant été démonté puis remonté, un nouveau réglage s'est avéré nécessaire. La comparaison des profils horizontal et vertical montre que l'un est très légèrement plus large que l'autre, suggérant que le faisceau est elliptique. Ceci n'a qu'un faible impact pour des mesures ponctuelles mais modifie l'intégrale de dose absorbée. Les corrections de profil sont alors différentes même si les valeurs déterminées à partir des différents dosimètres sont globalement positionnées de la même manière les unes par rapport aux autres à un an d'intervalle. La détermination de la correction de profil sur une surface plus large que le faisceau est donc très sensible à la forme du faisceau et des mesures réalisées à un an d'intervalle ne peuvent pas être mélangées.

Il n'est donc pas possible d'utiliser des mesures trop espacées dans le temps à moins que le collimateur additionnel ne reste en place, ce qui pourrait poser problème pour un éventuel transfert d'une référence en termes de produit dose-surface vers les utilisateurs. Habituellement, les mesures calorimétriques permettent d'étalonner une chambre d'ionisation de référence, propre au laboratoire. Celle-ci est ensuite utilisée pour étalonner

les dosimètres des utilisateurs en alternant des mesures avec la chambre de référence et le dosimètre à étalonner. S'il n'est pas possible de reproduire exactement le même mini-faisceau, il faudra vérifier que le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence n'est pas sensible à un changement de la forme du faisceau. Sinon, de nouvelles mesures calorimétriques seront nécessaires. Le problème devrait être similaire pour un champ délimité par un collimateur multi-lames si la reproductibilité de la position des lames n'est pas parfaite (actuellement, la tolérance sur l'exactitude et la répétabilité des lames d'un accélérateur médical est de 1 mm [94]).

#### 4.2.2.3. Coefficients d'étalonnage établis

En utilisant uniquement les données mesurées durant l'été 2013, les calorimètres GR10 et GR11 ont été comparés en déterminant le coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée en un point d'une chambre d'ionisation. Il a été choisi de réaliser les mesures ionométriques dans les conditions de références du mini-faisceau de 2 cm de diamètre à l'aide de la chambre Exradin A1SL. Celle-ci avait déjà servi de chambre de référence au laboratoire dans le champ carré de 2 cm de côté. Ce choix a été motivé par le fait que la chambre SV-PMMA présente une dérive lors de longues immersions dans l'eau. Enfin, comme on cherche ici à comparer deux calorimètres, les mesures de courant n'ont pas été corrigées de la recombinaison ni de la polarité. Le coefficient d'étalonnage de la chambre en termes de dose absorbée en un point s'exprime alors par la formule suivante (4. 2):

$$N'_{Deau} = \frac{D_{eau/UM}(C)}{Q_{eau/UM}} = \frac{D_{abs/UM}}{Q_{eau/UM}} \left[ \frac{D_{eau(V)}}{D_{abs}} \right]_{MC} k_{prof}(V) \quad (4. 2)$$

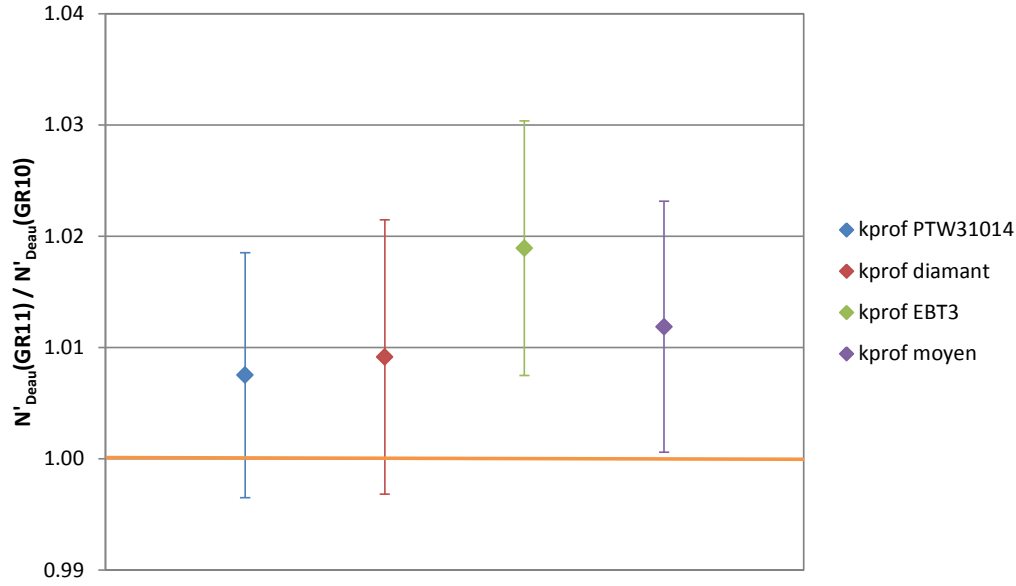
Les données nécessaires au calcul sont données dans le Tableau 4. 7. Pour le facteur de transfert eau / absorbeur, une moyenne simple a été réalisée afin de tenir compte des résultats issus des codes PENELOPE et EGS<sub>nrc</sub>. Une incertitude de type B de 0.4 % a été prise pour chaque code. Les valeurs de  $k_{prof}$  sont indiquées dans la section précédente.

	GR10		GR11	
	Valeur	Incertitude	Valeur	Incertitude
$\frac{D_{abs/UM}}{Q_{eau/UM}}$	5.1736 10 <sup>8</sup>	0.15 %	2.3479 10 <sup>8</sup>	0.18 %
$\left[ \frac{D_{eau(V)}}{D_{abs}} \right]_{MC}$	1.0041	0.65 %	1.0071	0.58 %
$k_i$	0.9955	0.1 %	1	0.1 %

Tableau 4. 7 : Données de base utilisées pour la détermination des coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée en un point dans le champ de 2 cm de diamètre.

La comparaison des coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée en un point déterminé à partir des GR11 et GR10 est représentée Figure 4. 11 en fonction du dosimètre utilisé pour la détermination de la correction de profil.





**Figure 4.11 : Comparaison des coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée en un point déterminés dans le champ de 2 cm de diamètre à partir des données du GR10 et de celles du GR11.**

En champ large dans un faisceau de  $^{60}\text{Co}$ , les calorimètres GR10 et GR11 étaient en bon accord (cf section 3.1.1.). Dans le champ de 2 cm de diamètre, au 6 MV, le coefficient d'étalonnage déterminé à partir du GR11 est systématiquement plus élevé que celui obtenu à partir du GR10, quel que soit le dosimètre utilisé pour déterminer la correction de profil. Cet écart est donc *a priori* lié à l'introduction du  $k_{\text{prof}}$ .

Contrairement à la chambre d'ionisation et au diamant, les films ne permettent pas de conclure à la concordance des résultats. Pour les raisons expliquées dans la section précédente, la correction de profil moyenne sur les trois dosimètres a été retenue. Elle montre un écart de 1.19 % entre les deux calorimètres avec une incertitude de 1.13 % à  $k = 1$ , bien que cette incertitude soit difficile à déterminer.

On ne peut donc pas conclure que les deux calorimètres sont compatibles à un écart-type (67 % de confiance) car on obtient 0.06 % entre l'écart des références et l'incertitude globale. Cependant, les deux calorimètres sont largement compatibles à deux écarts-types (95 % de confiance). Il serait intéressant pour la suite de tester d'autres dosimètres relatifs pour la mesure de profils de dose et donc pour la détermination de correction de profils. Parmi eux, le scintillateur Exradin W1 (Standard Imaging) ou le micro-diamant synthétique 60019 (PTW) semblent être de bons candidats. Ces dosimètres ont d'ailleurs déjà été utilisés par Papaconstadopoulos *et al.* [95] pour des mesures de profils dans les mini-faisceaux.

### 4.3. Coefficients d'étalonnages en termes de produit dose-surface en champ de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre

Tous les coefficients d'étalonnage donnés par la suite sont exprimés en termes de produit dose-surface, dont la détermination se fait selon la formule (1. 7):

$$N_{DAPeau} = \frac{DAP_{eau/UM}}{Q_{eau/UM}^*} = \frac{D_{abs/UM}}{Q_{eau/UM}^*} \left[ \frac{D_{eau(V)}}{D_{abs}} \right]_{MC} S \quad (1. 7)$$

Cette approche ne nécessite pas de facteur de correction de profil  $k_{prof}$  dont la détermination est délicate sur une surface plus grande que le faisceau. L'équation (1. 7.) n'est valable que si le calorimètre et la chambre d'ionisation ont la même surface sensible.

#### 4.3.1. Chambre SV-PMMA

La chambre SV-PMMA, possède un volume sensible de même dimension que l'absorbeur du calorimètre GR11. Dans le champ de 2 cm de diamètre, la chambre A1SL a été utilisée comme chambre de référence et une mesure de transfert a été utilisée pour étalonner la chambre SV-PMMA. Cette dernière n'était en effet pas entièrement terminée et caractérisée au moment des mesures calorimétriques. Pour les deux plus petites tailles de champ, la chambre de grande section SV-PMMA a été utilisée pour réaliser les mesures ionométriques dans les conditions de référence du mini-faisceau entre deux séries de mesures calorimétriques.

Les données nécessaires au calcul des coefficients d'étalonnages sont indiquées dans le Tableau 4. 8. Le facteur de transfert eau / absorbeur  $\left[ \frac{D_{eau}(V)}{D_{abs}} \right]_{MC}$  a été pris égal à la moyenne simple des facteurs calculés avec EGS<sub>nrc</sub> et PENELOPE. La surface d'intégration correspond à la surface de l'absorbeur du calorimètre GR11 et l'incertitude associée est liée à l'incertitude de type A sur la mesure du diamètre.

	Champ de 2 cm de diamètre		Champ de 1 cm de diamètre		Champ de 0.75 cm de diamètre	
	Valeur	Incertainitude	Valeur	Incertainitude	Valeur	Incertainitude
$\frac{D_{abs}/UM}{Q_{eau}^{*}/UM} (Gy.C^{-1})$	2.3479 10 <sup>8</sup>	0.20 %	2.1763 10 <sup>7</sup>	0.32 %	2.1766 10 <sup>7</sup>	0.61 %
$\left[ \frac{D_{eau}(V)}{D_{abs}} \right]_{MC}$	1.0071	0.58 %	1.0080	0.60 %	1.0088	0.65 %
S (cm <sup>2</sup> )	7.0700	0.04 %	7.0700	0.04 %	7.0700	0.04 %
Transfert A1SL/SV	0.0952	0.03 %	-	-	-	-
$k_{pol}$	0.9954	0.04 %	0.9976	0.04 %	0.9979	0.04 %
$k_s$	1.0025	0.05 %	1.0024	0,05 %	1.0021	0,05 %

Tableau 4. 8 : Données de base utilisées pour la détermination du coefficient d'étalonnage de la chambre SV-PMMA en termes de produit dose-surface dans les trois mini-faisceaux étudiés.

Les coefficients d'étalonnages obtenus, normalisés par rapport au coefficient d'étalonnage déterminé dans le champ de 2 cm de diamètre sont représentés dans la Figure 4. 12. Les incertitudes associées sont respectivement de 0.62, 0.68 et 0.89 % dans les champs de 2, 1 et 0,75 cm de diamètre, donnant un ordre de grandeur de la précision qu'il est possible d'atteindre pour des références en termes de produit dose-surface dans les mini-faisceaux.

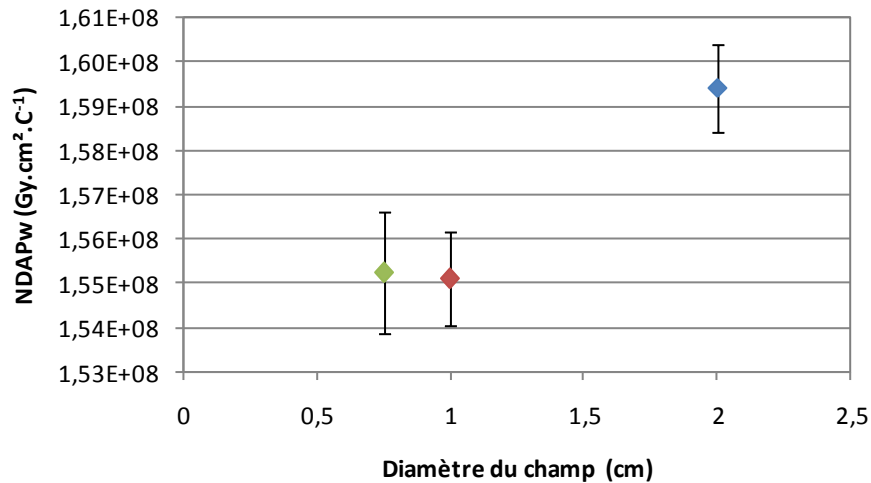


Figure 4. 12 : Variation du coefficient d'étalonnage de la chambre SV-PMMA avec la taille du champ.

Pour les deux plus petites tailles de champ étudiées, le coefficient d'étalonnage de la chambre SV-PMMA est identique mais un écart d'environ 2.6 % est observé par rapport au champ de 2 cm de diamètre. Deux raisons peuvent expliquer cet écart. La première est liée à la mesure du facteur de transfert entre la chambre A1SL et la chambre SV-PMMA dans le champ de 2 cm. Cette mesure n'a été réalisée qu'une seule fois au moment des mesures calorimétriques et les problèmes de reproductibilité du faisceau rencontrés par la suite n'ont pas permis de confirmer la valeur obtenue.

Une autre hypothèse avancée pour expliquer l'écart obtenu dans le champ de 2 cm de diamètre repose sur les dimensions de l'absorbeur du GR11 par rapport à celles du faisceau. L'utilisation du produit dose-surface suppose en effet que le volume sensible du dosimètre est plus grand que la section du faisceau. Or, dans le faisceau de 2 cm de diamètre les mesures de profils indiquent que 5 % de la dose maximale est déposée à 1,5 cm de l'axe, ce qui correspond à la limite de l'absorbeur du GR11 (Figure 4. 13). Pour les deux autres mini-faisceaux, cette valeur est inférieure à 1 %. Il se pourrait donc que le calorimètre GR11 ne soit pas suffisamment grand pour réaliser des mesures de produit dose-surface dans un faisceau de 2 cm de diamètre.

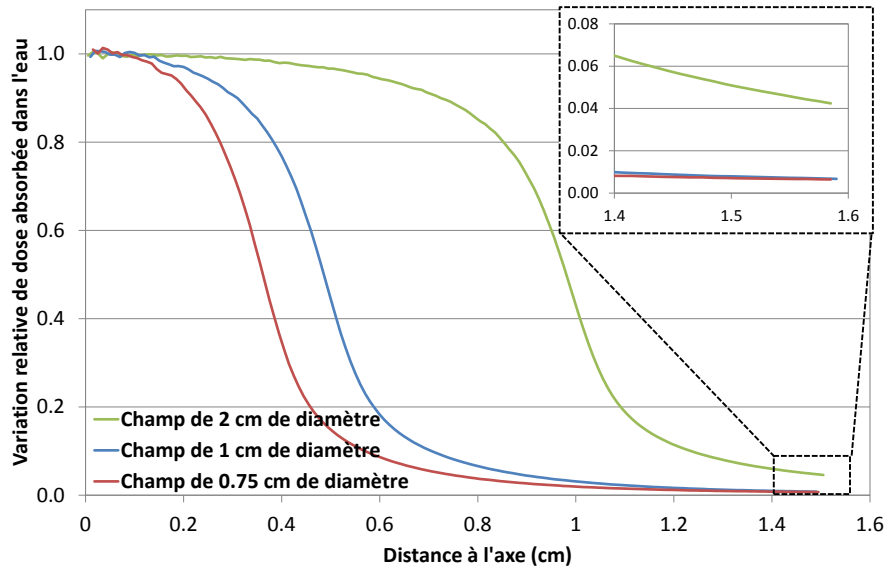


Figure 4. 13 : Profils de dose au niveau de la surface sensible du calorimètre GR11 pour les trois mini-faisceaux étudiés.

Néanmoins, lorsque le calorimètre est bien plus grand que le faisceau et que la dose mesurée en bordure du volume sensible est inférieure à 1 %, le coefficient d'étalonnage de la chambre SV-PMMA semble être indépendant de la taille de champ. L'utilisation du produit dose-surface pour les mini-faisceaux avec de grands dosimètres paraît donc possible à condition de fixer une taille maximale du faisceau à mesurer. Des mesures dans un champ de 1,5 cm de diamètre auraient permis de confirmer cette hypothèse. Le collimateur additionnel est disponible au laboratoire et la campagne de mesure était planifiée mais la chambre SV-PMMA a pris l'eau deux mois avant les mesures.

#### 4.3.2. Chambre PTW\_34070

Bien que le sujet de cette thèse porte sur l'établissement de références dosimétriques dans les mini-faisceaux et non sur leur transfert, la section qui suit regroupe les précautions à prendre pour étalonner une chambre d'ionisation du commerce à l'aide de la chambre de référence SV-PMMA. Ceci permet entre autres de synthétiser les difficultés rencontrées tout au long de cette étude. L'objectif n'est donc pas de donner des valeurs précises de coefficients d'étalonnage et aucun des résultats indiqués ci-dessous ne doit être considéré comme définitif.

Deux chambres du commerce ont initialement été envisagées pour le transfert des références dans les mini-faisceaux : une PTW\_34070 et une PTW\_34073. Toutes les deux sont des chambres d'ionisation plates de grands volumes (rayon du volume sensible : 4.08 et 1.98 cm respectivement) utilisées en protonthérapie. Toutes les deux présentent une dérive lors d'irradiations prolongées dans l'eau : de l'ordre de 0.1 % par heure pour la PTW\_34070 et de l'ordre de 0,4 % par heure pour la PTW\_34073. En supposant que cette dérive soit attribuée à une déformation du volume sensible comme cela a été suggéré pour la chambre SV-PMMA, il est surprenant de constater que la dérive la plus importante est mesurée pour la chambre ayant les plus petites dimensions. Seule la chambre PTW\_34070 de 8.16 cm de diamètre présentant la plus faible dérive a été utilisée pour les mesures dans les mini-faisceaux.

Le coefficient d'étalonnage d'une chambre d'ionisation dont le volume sensible est différent de celui du calorimètre utilisé pour les mesures primaires peut être déterminé à partir de celui de la chambre de référence à l'aide de la formule (4. 3):

$$N'_{DA\text{Peau}} = N_{DA\text{Peau}} k_{int} \frac{Q_{eau/UM}^*}{Q_{eau/UM}^*} \quad (4. 3)$$

où :

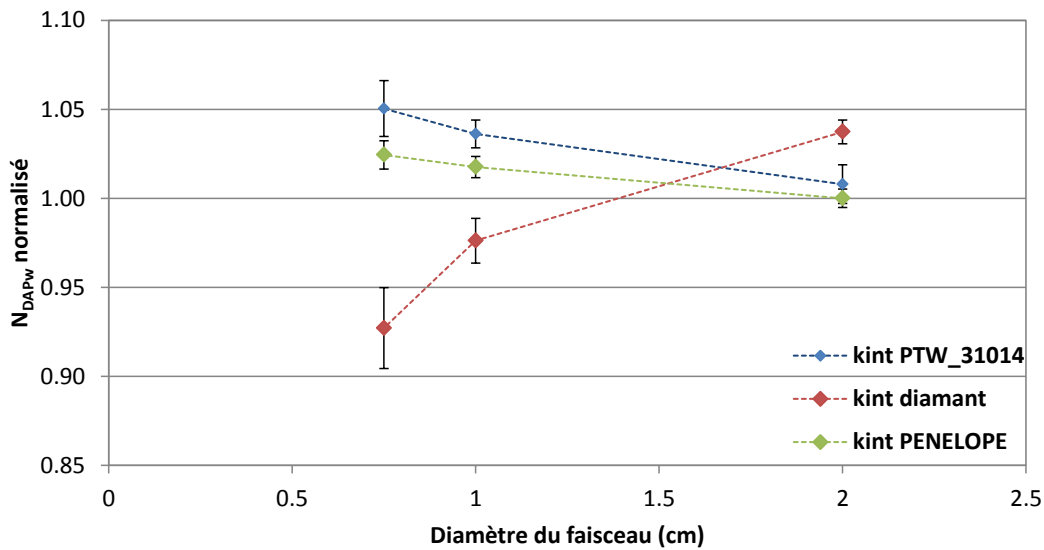
- $N'_{DA\text{Peau}}$  le coefficient d'étalonnage de la chambre à étalonner ;
- $N_{DA\text{Peau}}$  le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence ;
- $k_{int}$  une correction d'intégrale de dose absorbée. La chambre à étalonner n'ayant pas la même surface que le calorimètre utilisé pour les mesures primaires, il est nécessaire d'introduire une correction d'intégrale de dose absorbée, définie par  $k_{int} = \frac{\int_0^{R'} g(r) r dr}{\int_0^R g(r) r dr}$  avec  $R$  le rayon de l'absorbeur du calorimètre,  $R'$  le rayon du volume sensible de la chambre d'ionisation à étalonner et  $g(r)$  la dose absorbée mesurée à une distance  $r$  de l'axe ;
- $\frac{Q_{eau/UM}^*}{Q_{eau/UM}^*}$  le rapport des charges mesurées par la chambre de référence et la chambre à étalonner. Ce rapport est appelé « mesure de transfert ».

Cette formulation suppose qu'il est possible d'utiliser le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence établi pendant les mesures calorimétriques dans le faisceau utilisé pour le transfert. Il faut donc que  $N_{DA\text{Peau}}$  soit insensible à une petite variation de la forme du champ d'irradiation, à moins que la reproductibilité du faisceau soit parfaite. Or, comme relevé dans la section 4.2.2.2, il n'est pas aisé de reproduire rigoureusement le même mini-faisceau : si un collimateur additionnel est utilisé, il faut que celui-ci soit parfaitement aligné afin que la pénombre soit la même dans toutes les directions radiales. Si un collimateur multi-lames est utilisé, il faut que le positionnement des lames soit suffisamment précis pour reproduire la même taille de champ. Il est également nécessaire d'avoir un indice de qualité du faisceau adapté aux mini-faisceaux et sensible à une modification du rayonnement diffusé. Pour l'étalonnage de la chambre PTW\_34070, la mesure de transfert a été réalisée à la suite des mesures calorimétriques, sans que le collimateur ait été bougé.

L'introduction d'un facteur de correction d'intégrale de dose absorbée  $k_{int}$  suppose qu'il est possible de déterminer précisément la distribution dosimétrique 2D du mini-faisceau étudié. On retrouve alors la problématique du choix du dosimètre évoquée dans la section 4.2.2.1. En tant que dosimètre 2D, les films EBT3 sont les plus prometteurs mais l'exactitude des mesures loin de l'axe reste encore à valider. Les dosimètres 1D doivent avoir un volume sensible de petite dimension pour offrir une résolution spatiale suffisante et un milieu de détection proche de l'eau [95]. Le rapport signal sur bruit est généralement faible loin de l'axe et les mesures sont alors entachées d'une grande incertitude. Pour l'étalonnage de la chambre PTW\_34070, le facteur  $k_{int}$  a été déterminé à partir des mesures réalisées avec la chambre PTW\_31014 et le diamant fourni par le LCD, bien que ceux-ci ne donnent pas entièrement satisfaction. Il n'a pas été possible d'utiliser les films EBT3 car ceux-ci avaient été découpés en carrés de 5 cm de côté alors que le diamètre du volume sensible de la PTW\_34070 fait 8.16 cm. A l'avenir, d'autres dosimètres pourraient être utilisés comme le scintillateur Exradin W1 (Standard Imaging) ou le micro-diamant synthétique 60019 (PTW).

Le facteur  $k_{int}$  a également été déterminé à partir de simulations réalisées à l'aide du code Monte Carlo PENELOPE. Cependant, cela revient à comparer l'énergie déposée dans deux voxels de dimensions différentes et des doutes ont été émis sur l'exactitude de ce type de rapport dans la section 4.2.1. D'une manière plus générale, la question se pose sur la manière dont est simulé le rayonnement diffusé en limite de champ, par les simulations Monte Carlo ainsi que par les algorithmes utilisés en milieu hospitalier. Les simulations ne peuvent en tout cas pas être considérées comme des références pour les résultats présentés ici.

Les coefficients d'étalonnage de la chambre PTW\_34070 déterminés dans les faisceaux de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre sont donnés dans la Figure 4. 14, en fonction de la technique de détermination du facteur  $k_{int}$ . Les données ont été normalisées par rapport à la valeur obtenue dans le champ de 2 cm de diamètre avec un facteur  $k_{int}$  déterminé à l'aide du code PENELOPE pour plus de clarté.



**Figure 4. 14 : Coefficients d'étalonnages de la chambre PTW34070 obtenus à partir de différentes déterminations du facteur  $k_{int}$ . Les données sont normalisées par rapport à la valeur déterminée dans le champ de 2 cm de diamètre avec la valeur de  $k_{int}$  calculée à l'aide de PENELOPE.**

La dispersion des points montre la difficulté de mesurer et simuler la dose déposée loin de l'axe central du faisceau. Le diamant indique une variation très importante du coefficient d'étalonnage avec la taille de champ mais ceci est probablement lié au mouvement propre qui représente plus de 300 % du signal mesuré loin de l'axe. Bien que le mouvement propre de la chambre PTW\_31014 soit faible, son grand volume sensible fausse très probablement la détermination du facteur  $k_{int}$  pour les petites tailles de champ. Enfin, une variation de 2.4 % est observée pour les trois tailles de champ étudiées lorsque le facteur  $k_{int}$  est déterminé à l'aide des simulations Monte Carlo.

Il n'est donc pas possible de savoir si le coefficient d'étalonnage de cette chambre est indépendant de la taille de champ et si elle peut être utilisée pour mesurer des courbes de facteur d'ouverture du collimateur en termes de produit dose-surface dans les mini-faisceaux. Il apparaît également difficile de transférer une référence dosimétrique en termes de produit dose-surface en l'état actuel des connaissances et des pratiques au laboratoire, à moins d'utiliser uniquement des chambres d'ionisation ayant le même diamètre que le calorimètre GR11.



# **Conclusion**



L'objectif de cette étude était de rapprocher les conditions dans lesquelles sont étalonnés les dosimètres utilisés en radiothérapie aux réalités cliniques. En effet, grâce aux avancées technologiques, la taille des faisceaux de traitement n'a cessé de diminuer depuis plusieurs années et n'atteint dans certains cas plus que quelques millimètres. Bien que cela améliore grandement la précision spatiale, cette évolution est accompagnée d'une augmentation de l'incertitude sur la dose absorbée délivrée. Après avoir atteint la limite de la miniaturisation du dosimètre primaire et ainsi la limite de l'utilisation d'une dose absorbée en un point, une nouvelle approche a été proposée pour établir des références dosimétriques dans les faisceaux de très petite section. Celle-ci se fonde sur l'utilisation de dosimètres plus grands que la section du faisceau et l'introduction d'une nouvelle grandeur appelée produit dose-surface.

La première étape de ce travail a donc été de réaliser un calorimètre graphite de grandes dimensions (3 cm de diamètre). Bien que longue et délicate, cette construction s'est déroulée sans problème majeur. Une chambre d'ionisation plate parallèle de même volume sensible que le calorimètre a également été construite, ce qui s'est avéré plus difficile qu'anticipé : l'étanchéité de la chambre s'est en effet révélé être un point sensible.

Différents dosimètres relatifs ont été testés pour mesurer les profils de dose dans des mini-faisceaux : une chambre d'ionisation PinPoint, un dosimètre diamant et des films gafchromiques. Une étude portant sur la mise en service des films EBT3 a été menée puisque ce dosimètre 2D n'était pas utilisé au laboratoire auparavant. Celle-ci a montré que malgré une forte sous-estimation des basses énergies, les films étaient adaptés à la détermination de la cartographie de dose absorbée des mini-faisceaux.

Enfin, ce projet a nécessité le calcul d'un facteur de transfert par simulation Monte Carlo afin de ramener la mesure calorimétrique dans le graphite à une valeur dans l'eau. Une version parallèle du code PENELOPE a été paramétrée dans ce but : les techniques de réduction de variance ont été sélectionnées et une comparaison avec les données mesurées dans les mini-faisceaux a été menée. Les facteurs ainsi déterminés sont en parfait accord avec ceux calculés avec le code EGS<sub>nrc</sub>.

Des références dosimétriques ont ainsi pu être établies dans des faisceaux de 6 MV de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre avec une incertitude inférieure à 0.7 %. Dans le champ de 2 cm de diamètre, la dose absorbée en un point déterminée à partir du produit dose-surface mesuré à l'aide du calorimètre de grande surface s'écarte de  $1.19 \% \pm 1.13 \%$  de la référence établie à l'aide du calorimètre de petite surface, à la limite de l'accord à  $k = 1$ . Pour les deux plus petites tailles de champ étudiées, le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence construite au laboratoire s'est avéré être identique. Ceci suggère que le coefficient d'étalonnage est indépendant de la taille de champ lorsque le volume sensible du dosimètre à étalonner est bien plus grand que la section du faisceau mesuré.

Ces résultats sont encourageants mais des pistes d'amélioration ont été mises en évidence. Au niveau du laboratoire, le point le plus sensible actuellement est la réalisation d'une chambre d'ionisation plate parallèle de grande section étanche. La dérive observée dans l'eau pourrait théoriquement être fortement réduite en utilisant une boîte d'étanchéité en polystyrène réticulé. Cependant, des deux chambres construites avec ce matériau, aucune n'a pu être utilisée car les colles testées ne permettaient pas d'assurer un collage résistant et étanche. D'autres colles sont encore à tester. Par ailleurs, il sera nécessaire de

reprendre tout ou partie du travail décrit ici sur le nouvel accélérateur du LNHB installé dans la plateforme DOSEO et à l'aide d'une nouvelle chambre d'ionisation plate parallèle de grande section étanche.

La grande dispersion des résultats obtenue lors de la comparaison des approches fondées sur le produit dose-surface et sur la dose absorbée en un point est liée aux dosimètres relatifs utilisés. La comparaison réalisée nous permet de conclure à un bon accord entre les deux approches qu'avec une confiance de 95 % ( $k = 2$ ). Il conviendrait de tester de nouveaux dosimètres mieux adaptés à la mesure des profils dans les mini-faisceaux. Il serait également possible de reproduire la comparaison avec une taille de champ différente. *A posteriori*, il est envisageable de choisir un champ de diamètre de 1,5 cm qui permet de conserver une marge plus grande vis-à-vis du diamètre du calorimètre GR11 (3 cm), même si cette dimension est plus proche du diamètre du calorimètre GR10 (0.6 cm). Une alternative serait de fabriquer un calorimètre de 4 cm de diamètre pour mener la comparaison dans le champ de 2 cm de diamètre. Ce très grand calorimètre perdrait néanmoins en sensibilité dans les mini-faisceaux.

Les coefficients d'étalonnage de la chambre de référence SV-PMMA établis dans les champs de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre montrent qu'il est nécessaire de déterminer une taille de champ maximale dans laquelle la chambre peut être utilisée. Pour une chambre ayant un volume sensible de 3 cm de diamètre, des mesures dans un champ de 1.5 cm de diamètre sont nécessaires pour confirmer que le coefficient d'étalonnage est indépendant de la taille de champ lorsque l'énergie déposée par le faisceau est entièrement intégrée. Cette taille de champ maximale serait à déterminer pour chaque chambre en fonction des dimensions de son volume sensible.

Au-delà des difficultés liées à l'établissement de références en termes de produit dose-surface dans les mini-faisceaux, quelques obstacles restent également à surmonter en vue d'un éventuel transfert de cette nouvelle grandeur dosimétrique vers les utilisateurs : reproductibilité du faisceau, mesure d'intégrales de dose absorbée sur de grandes surfaces, ... La comparaison des deux approches ayant montré qu'il était délicat de déterminer une dose absorbée en un point à partir d'un produit dose-surface, il serait nécessaire d'introduire directement le produit dose-surface dans les systèmes de planification de traitement. La prescription médicale se faisant de plus en plus sur une isodose (c'est-à-dire sur une surface), il semble judicieux de partir d'une grandeur surfacique pour déterminer le nombre d'unités moniteur à délivrer. Ceci suppose néanmoins que les algorithmes utilisés dans les systèmes de planification de traitement soient capables de calculer précisément un produit dose-surface. Au vu des doutes émis sur certains résultats obtenus avec les simulations Monte Carlo, pourtant considérées comme fiables en physique médicale, ce point apparaît sensible. L'introduction du produit dose-surface dans les services de radiothérapie nécessiterait également un investissement des industriels commercialisant les systèmes de planification de traitement ainsi qu'une adaptation de pratique des physiciens médicaux pour la dosimétrie des mini-faisceaux.

L'étude présentée ici et développée dans le cadre du projet européen EMRP « metrology for radiotherapy using complex radiation fields » n'en reste pas moins la première à proposer une approche permettant de réaliser des mesures absolues dans des faisceaux de très petites sections. De par l'utilisation d'une grandeur intégrale, elle s'affranchit de tous les problèmes de positionnement liés à l'utilisation d'un dosimètre de

petite taille dont la mesure doit être ramenée à une valeur en un point. Les incertitudes obtenues ici ne sont pas atteignables en gardant la notion de dose absorbée en un point pour les mini-faisceaux. De plus, l'approche proposée réduit l'usage de facteurs de correction à calculer par simulations Monte Carlo comme les  $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$  suggérés par Alfonso *et al.* [26], pénalisants en termes d'incertitude. Si le coefficient d'étalonnage d'un dosimètre dont le volume sensible est plus grand que la section du faisceau est bien indépendant de la taille de champ, alors l'établissement de courbes de facteurs d'ouverture du collimateur en termes de produit dose-surface devient possible. L'incertitude sur cette mesure sera alors bien plus faible que celle associée à la mesure d'un facteur d'ouverture du collimateur en termes de dose absorbée en un point.

En résumé, nous disposons aujourd'hui pour la première fois d'un moyen de mesure primaire (absolue) adapté aux mini-faisceaux. Certes, l'incertitude qui lui est associé est plus grande que celle qui est en général associée à la dose absorbée pour les faisceaux de dimensions moyennes ou grandes. Mais la méthode permet de s'affranchir de l'incertitude sur la détermination de la courbe de facteur d'ouverture du collimateur au moyen de dosimètres ponctuels. Le transfert de cette référence aux utilisateurs pourrait se faire via la production d'un dosimètre de transfert étanche de même surface que le calorimètre. Bien que délicat et entaché d'une grande incertitude, le produit dose-surface pourrait être traduit en dose absorbée en un point. Le moins pénalisant en termes d'incertitude serait néanmoins d'introduire directement cette nouvelle grandeur dans les algorithmes des systèmes de planification de traitement.

# **Bibliographie**

- [1] A. Aouba, M. Eb, G. Rey, G. Pavillon, E. Jouglu, Données sur la mortalité en France: principales causes de décès en 2008 et évolutions depuis 2000, Bulletin épidémiologique hebdomadaire 22 (2011) 249-255.
- [2] F. Binder-Foucard, N. Rasamimanana Cerf, A. Belot, N. Bossard, Estimation nationale de l'incidence et de la mortalité par cancer en France entre 1980 et 2012. Étude à partir des registres des cancers du réseau Francim. Partie 1 – Tumeurs solides. Synthèse, Bulletin épidémiologique hebdomadaire (2013).
- [3] V. Mazeau-Woynar, N. Cerf, Survie attendue des patients atteints de cancers en France : état des lieux, Institut national du cancer (2010).
- [4] SFRO, Livre blanc de la radiothérapie en France. Douze objectifs pour améliorer un des traitements majeurs du cancer, (2013).
- [5] La vie deux ans après un diagnostic de cancer - De l'annonce à l'après cancer, Institut national du cancer (2014).
- [6] IAEA-TRS398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, (2006).
- [7] M. Le Roy, (Thèse de l'Université de Nice - Sophia-Antipolis, 2011).
- [8] ICRU, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, International Commission on Radiation Units & Measurements Report 62 (1999).
- [9] ICRU, Prescribing, Recording, and Reporting Intensity-Modulated Photon-Beam Therapy (IMRT), International Commission on Radiation Units & Measurements Report 83 (2011).
- [10] ICRU, Fundamental quantities and units for ionizing radiation (revised), International Commission on Radiation Units & Measurements Report 85 (2011).
- [11] DIRECTIVE 2013/59/EURATOM du conseil du 5 décembre 2013 fixant les normes de base relatives à la protection sanitaire contre les dangers résultant de l'exposition aux rayonnements ionisants, Journal officiel de l'Union Européenne (2013).
- [12] Arrêté du 3 mars 2003 fixant les listes des dispositifs médicaux soumis à l'obligation de maintenance et au contrôle de qualité mentionnés aux articles L. 5212-1 et D. 665-5-3 du code de la santé publique, Journal officiel de la République Française (2003).
- [13] ICRU, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, International Commission on Radiation Units & Measurements Report 24 (1976).
- [14] D.I. Thwaites, B.J. Mijnheer, J.A. Mills, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students., International atomic energy agency Chapter 12: quality assurance of external beam radiotherapy (2005) 407-450.
- [15] DKFZ, [http://www.dkfz.de/en/medphys/appl\\_med\\_rad\\_physics/Biological\\_models.html](http://www.dkfz.de/en/medphys/appl_med_rad_physics/Biological_models.html).
- [16] P.R. Almond, P.J. Biggs, B.M. Coursey, W.F. Hanson, M.S. Huq, R. Nath, D.W.O. Rogers, AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, Medical Physics 26 (1999) 1847-1870.
- [17] Arrêté du 6 décembre 2011 relatif à la formation et aux missions de la personne spécialisée en radiophysique médicale et à la reconnaissance des qualifications professionnelles des ressortissants étrangers pour l'exercice de ces missions en France Journal officiel de la République Française (2011).
- [18] Rapport d'enquête : situation fin 2012 et évolution depuis 2007, Observatoire national de la radiothérapie (2014).

- [19] J. Daures, A. Ostrowsky, New constant-temperature operating mode for graphite calorimeter at LNE-LNHB, *Physics in Medicine and Biology* 50 (2005) 4035-4052.
- [20] B. Rapp, A. Ostrowsky, J. Daures, The LNE-LNHB water calorimeter: measurements in a  $^{60}\text{Co}$  beam, *Proceedings of an International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS)* (2011) 67-74.
- [21] J. Daures, A. Ostrowsky, B. Rapp, Small section graphite calorimeter (GR-10) at LNE-LNHB for measurements in small beams for IMRT, *Metrologia* 49 (2012) S174-S178.
- [22] AFNOR, Exigences générales concernant la compétence des laboratoires d'étalonnages et d'essais. NF EN ISO/CEI 17025., (2005).
- [23] IPEM, Small field MV photon dosimetry, Institute of physics and engineering in medicine Report 103 (2010).
- [24] IRSN / SFPM / SFRO, Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique, DRPH/SER 2008-18 (2008).
- [25] I.J. Das, G.X. Ding, A. Ahnesjö, Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry, *Medical Physics* 35 (2008) 206-215.
- [26] R. Alfonso, P. Andreo, R. Capote, M.S. Huq, W. Kilby, P. Kjall, T.R. Mackie, H. Palmans, K. Rosser, J. Seuntjens, W. Ullrich, S. Vatnitsky, A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields, *Medical Physics* 35 (2008) 5179-5186.
- [27] P.H. Charles, G. Cranmer-Sargison, D.I. Thwaites, S.B. Crowe, T. Kairn, R.T. Knight, J. Kenny, C.M. Langton, J.V. Trapp, A practical and theoretical definition of very small field size for radiotherapy output factor measurements, *Medical Physics* 41 (2014).
- [28] O.A. Sauer, J. Wilbert, Measurement of output factors for small photon beams, *Medical Physics* 34 (2007) 1983-1988.
- [29] G. Azangwe, P. Grochowska, D. Georg, J. Izewska, J. Hopfgartner, W. Lechner, C.E. Andersen, A.R. Beierholm, J. Helt-Hansen, H. Mizuno, A. Fukumura, K. Yajima, C. Gouldstone, P. Sharpe, A. Meghzifene, H. Palmans, Detector to detector corrections: A comprehensive experimental study of detector specific correction factors for beam output measurements for small radiotherapy beams, *Medical Physics* 41 (2014) 072103.
- [30] C. Bassinet, C. Huet, S. Derreumaux, G. Brunet, M. Chea, M. Baumann, T. Lacornerie, S. Gaudaire-Josset, F. Trompier, P. Roch, G. Boisserie, I. Clairand, Small fields output factors measurements and correction factors determination for several detectors for a CyberKnife (R) and linear accelerators equipped with microMLC and circular cones, *Medical Physics* 40 (2013).
- [31] F. Marsolat, D. Tromson, N. Tranchant, M. Pomorski, M. Le Roy, M. Donois, F. Moignau, A. Ostrowsky, L. De Carlan, C. Bassinet, C. Huet, S. Derreumaux, M. Chea, K. Cristina, G. Boisserie, P. Bergonzo, A new single crystal diamond dosimeter for small beam: comparison with different commercial active detectors, *Physics in Medicine and Biology* 58 (2013) 7647-7660.
- [32] E. Chung, H. Bouchard, J. Seuntjens, Investigation of three radiation detectors for accurate measurement of absorbed dose in nonstandard fields, *Medical Physics* 37 (2010) 2404-2413.
- [33] H. Benmakhlouf, J. Sempau, P. Andreo, Output correction factors for nine small field detectors in 6 MV radiation therapy photon beams: A PENELOPE Monte Carlo study, *Medical Physics* 41 (2014).
- [34] C. Moignier, C. Huet, L. Makovicka, Determination of the [Formula: see text] correction factors for detectors used with an 800 MU/min CyberKnife() system equipped with fixed collimators and a study of detector response to small photon beams using a Monte Carlo method, *Medical Physics* 41 (2014) 071702.

- [35] P. Francescon, W. Kilby, N. Satariano, Monte Carlo simulated correction factors for output factor measurement with the CyberKnife system-results for new detectors and correction factor dependence on measurement distance and detector orientation, *Physics in Medicine and Biology* 59 (2014) N11-N17.
- [36] A. Djouguela, D. Harder, R. Kollhoff, A. Ruhmann, K.C. Willborn, B. Poppe, The dose-area product, a new parameter for the dosimetry of narrow photon beams, *Zeitschrift Fur Medizinische Physik* 16 (2006) 217-227.
- [37] A. Ostrowsky, J.-M. Bordy, A. Daures, L. de Carlan, F. Delaunay, Dosimetry for small size beams such as IMRT and stereotactic radiotherapy. Is the concept of the dose at a point still relevant? Proposal for a new methodology, CEA Rapport (2010).
- [38] A. Ostrowsky, J.-M. Bordy, L. de Carlan, A. Daures, F. Delaunay, B. Rapp, Dosimetry for small size beams such as IMRT and stereotactic radiotherapy, International symposium on standards, applications and quality assurance in medical radiation dosimetry (2010).
- [39] T.S.A. Underwood, H.C. Winter, M.A. Hill, J.D. Fenwick, Detector density and small field dosimetry: Integral versus point dose measurement schemes, *Medical Physics* 40 (2013).
- [40] J. Fan, K. Paskalev, L. Wang, L. Jin, J. Li, A. Eldeeb, C. Ma, Determination of output factors for stereotactic radiosurgery beams, *Medical Physics* 36 (2009) 5292-5300.
- [41] Y. Prezado, M. Vautrin, I. Martinez-Rovira, A. Bravin, F. Esteve, H. Elleaume, P. Berkvens, J.F. Adam, Dosimetry protocol for the forthcoming clinical trials in synchrotron stereotactic radiation therapy (SSRT), *Medical Physics* 38 (2011) 1709-1717.
- [42] F. Sanchez-Doblado, G.H. Hartmann, J. Pena, J.V. Rosello, G. Russiello, D.M. Gonzalez-Castano, A new method for output factor determination in MLC shaped narrow beams, *Physica Medica* 23 (2007) 58-66.
- [43] P. Blanchis, Correction due à la poussée de l'air, Note technique LNHB (2006).
- [44] N. Perichon, B. Rapp, M. Denoziere, J. Daures, A. Ostrowsky, J.M. Bordy, Comparison between absorbed dose to water standards established by water calorimetry at the LNE-LNHB and by application of international air-kerma based protocols for kilovoltage medium energy x-rays, *Physics in Medicine and Biology* 58 (2013) 2787-2806.
- [45] Ionizing radiation detectors, Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW-Freiburg) (2011).
- [46] M. Le Roy, L. de Carlan, F. Delaunay, M. Donois, P. Fournier, A. Ostrowsky, A. Vouillaume, J.M. Bordy, Assessment of small volume ionization chambers as reference dosimeters in high-energy photon beams, *Physics in Medicine and Biology* 56 (2011) 5637-5650.
- [47] F. Marsolat, (Thèse de l'Université Pierre et Marie Curie, 2014).
- [48] F. Marsolat, D. Tromson, N. Tranchant, M. Pomorski, D. Lazaro-Ponthus, C. Bassinet, C. Huet, S. Derreumaux, M. Chea, G. Boisserie, J. Alvarez, P. Bergonzo, Diamond dosimeter for small beam stereotactic radiotherapy, *Diamond and Related Materials* 33 (2013) 63-70.
- [49] ISP, EBT2 whitepaper, [http://www.filmqapro.com/Documents/GafChromic\\_EBT-2\\_20101007.pdf](http://www.filmqapro.com/Documents/GafChromic_EBT-2_20101007.pdf) (2010).
- [50] I. Kawrakow, Rogers, D.W.O. , The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NRCC Report PIRS-701 (2003).
- [51] F. Salvat, J.M. Fernandez-Varea, J. Sempau, in: Workshop Proceedings, ed N.e. Agency (Nuclear energy Agency, Barcelona, Spain, 2006).
- [52] J. Gouriou, Résumé des calculs réalisés en 2013 à l'aide du code Monte Carlo EGSnrc dans le cadre de l'établissement d'une référence d'une dose absorbée dans l'eau pour le

faisceau photon 6MV en champ circulaire de 2 cm de diamètre, Note technique LNHB (2014).

[53] J. Gouriou, Résumé des calculs réalisés en 2014 à l'aide du code Monte Carlo EGSnrc dans le cadre de l'établissement de références de dose absorbée dans l'eau pour le faisceau photon 6 MV en champs circulaires de petits diamètres, Note technique LNHB (2014).

[54] J. Mazurier, (Université Paul Sabatier de Toulouse, 1999).

[55] L. Blazy-Aubignac, (Université Paul Sabatier de Toulouse, 2007).

[56] F. Tola, B. Poumarede, B. Habib, in: Second European Workshop on Monte Carlo Treatment Planning, (Cardiff, 2009).

[57] E. Franchisseur, (Université de Nice-Sophia Antipolis, 2007).

[58] L. Brualla, F. Salvat, R. Palanco-Zamora, Efficient Monte Carlo simulation of multileaf collimators using geometry-related variance-reduction techniques, *Physics in Medicine and Biology* 54 (2009) 4131-4149.

[59] F. Delaunay, S. Dufreneix, J. Gouriou, M. Le Roy, A. Ostrowsky, B. Rapp, L. Sommier, C. Stien, D. Vermesse, Références en dose absorbée dans l'eau à 6 MV en champ de diamètre 2 cm (HLT09), Note technique LNHB (2014).

[60] S. Picard, D.-T. Burns, A. Ostrowsky, Determination of the recombinaison correction for the BIPM parallel-plate ionization chamber type in a pulse photon beam, *Rapport BIPM* (2011).

[61] D.T. Burns, M.R. McEwen, Ion recombination corrections for the NACP parallel-plate chamber in a pulsed electron beam, *Physics in Medicine and Biology* 43 (1998) 2033-2045.

[62] J.W. Boag, Ionization Chambers, The dosimetry of ionizing radiation II, K. R. Kase, B. E. Bjärngard, F. H. Attix (1987) 169-243.

[63] J.W. Boag, Ionization measurements at very high intensities. I. pulsed radiation beams, *British Journal of Radiology* 23 (1950) 601-611.

[64] B. Arjomandy, R. Taylor, L. Zhao, S. Devic, EBT2 film as a depth-dose measurement tool for radiotherapy beams over a wide range of energies and modalities, *Medical Physics* 39 (2012) 912-921.

[65] S. Devic, J. Seuntjens, E. Sham, E.B. Podgorsak, C.R. Schmidtlein, A.S. Kirov, C.G. Soares, Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner, *Medical Physics* 32 (2005) 2245-2253.

[66] C. Andres, A. del Castillo, R. Tortosa, D. Alonso, R. Barquero, A comprehensive study of the Gafchromic EBT2 radiochromic film. A comparison with EBT, *Medical Physics* 37 (2010) 6271-6278.

[67] B.D. Lynch, J. Kozelka, M.K. Ranade, J.G. Li, W.E. Simon, J.F. Dempsey, Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC (R) film, *Medical Physics* 33 (2006) 4551-4556.

[68] L. Paelinck, W. De Neve, C. DeWagter, Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry, *Physics in Medicine and Biology* 52 (2007) 231-242.

[69] B.C. Ferreira, M.C. Lopes, M. Capela, Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry, *Physics in Medicine and Biology* 54 (2009) 1073-1085.

[70] C. Huet, S. Dagois, S. Derreumaux, F. Trompier, C. Chenaf, I. Robbes, Characterization and optimization of EBT2 radiochromic films dosimetry system for precise measurements of output factors in small fields used in radiotherapy, *Radiation Measurements* 47 (2012) 40-49.



- [71] M. Martisikova, B. Ackermann, O. Jakel, Analysis of uncertainties in Gafchromic (R) EBT film dosimetry of photon beams, *Physics in Medicine and Biology* 53 (2008) 7013-7027.
- [72] L. Menegotti, A. Delana, A. Martignano, Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure, *Med Phys* 35 (2008) 3078-3085.
- [73] L. Richley, A.C. John, H. Coomber, S. Fletcher, Evaluation and optimization of the new EBT2 radiochromic film dosimetry system for patient dose verification in radiotherapy, *Physics in Medicine and Biology* 55 (2010) 2601-2617.
- [74] A. Rink, D.F. Lewis, S. Varma, I.A. Vitkin, D.A. Jaffray, Temperature and hydration effects on absorbance spectra and radiation sensitivity of a radiochromic medium, *Medical Physics* 35 (2008) 4545-4555.
- [75] \_\_\_\_\_, ISP, \_\_\_\_\_, EBT3, <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/gafchromic-ebt3.pdf> (2011).
- [76] M.J. Butson, T. Cheung, P.K.N. Yu, H. Alnawaf, Dose and absorption spectra response of EBT2 Gafchromic film to high energy x-rays, *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* 32 (2009) 196-202.
- [77] A. Micke, D.F. Lewis, X. Yu, Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction, *Medical Physics* 38 (2011) 2523-2534.
- [78] S. Devic, N. Tomic, C.G. Soares, E.B. Podgorsak, Optimizing the dynamic range extension of a radiochromic film dosimetry system, *Medical Physics* 36 (2009) 429-437.
- [79] T. Aland, T. Kairn, J. Kenny, Evaluation of a Gafchromic EBT2 film dosimetry system for radiotherapy quality assurance, *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* 34 (2011) 251-260.
- [80] National Institutes of Health, ImageJ, <http://imagej.nih.gov/ij/>.
- [81] CERN, Root, <http://root.cern.ch/drupal/>.
- [82] S. Devic, J. Seuntjens, G. Hegyi, E.B. Podgorsak, C.G. Soares, A.S. Kirov, I. Ali, J.F. Williamson, A. Elizondo, Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers, *Medical Physics* 31 (2004) 2392-2401.
- [83] F. del Moral, J.A. Vazquez, J.J. Ferrero, P. Willisich, R.D. Ramirez, A. Teijeiro, A.L. Medina, B. Andrade, J. Vazquez, F. Salvador, D. Medal, M. Salgado, V. Munoz, From the limits of the classical model of sensitometric curves to a realistic model based on the percolation theory for GafChromic (TM) EBT films, *Medical Physics* 36 (2009) 4015-4026.
- [84] J. Sorriaux, A. Kacperek, S. Rossomme, J.A. Lee, D. Bertrand, S. Vynckier, E. Sterpin, Evaluation of Gafchromic (R) EBT3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams, *Physica Medica-European Journal of Medical Physics* 29 (2013) 599-606.
- [85] S. Reinhardt, M. Hillbrand, J.J. Wilkens, W. Assmann, Comparison of Gafchromic EBT2 and EBT3 films for clinical photon and proton beams, *Medical Physics* 39 (2012) 5257-5262.
- [86] S. Aldelaijan, S. Devic, H. Mohammed, N. Tomic, L.H. Liang, F. DeBlois, J. Seuntjens, Evaluation of EBT-2 model GAFCHROMIC (TM) film performance in water, *Medical Physics* 37 (2010) 3687-3693.
- [87] B. Rapp, N. Perichon, M. Denoziere, J. Daures, A. Ostrowsky, J.M. Bordy, The LNE-LNHB water calorimeter for primary measurement of absorbed dose at low depth in water: application to medium-energy x-rays, *Physics in Medicine and Biology* 58 (2013) 2769-2786.
- [88] J.E. Villarreal-Barajas, R.F.H. Khan, Energy response of EBT3 radiochromic films: implications for dosimetry in kilovoltage range, *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 15 (2014) 331-338.

- [89] J.G.H. Sutherland, D.W.O. Rogers, Monte Carlo calculated absorbed-dose energy dependence of EBT and EBT2 film, *Medical Physics* 37 (2010) 1110-1116.
- [90] B. Arjomandy, R. Tailor, A. Anand, N. Sahoo, M. Gillin, K. Prado, M. Vicic, Energy dependence and dose response of Gafchromic EBT2 film over a wide range of photon, electron, and proton beam energies, *Medical Physics* 37 (2010) 1942-1947.
- [91] T.A.D. Brown, K.R. Hogstrom, D. Alvarez, K.L. Matthews, K. Ham, J.P. Dugas, Dose-response curve of EBT, EBT2, and EBT3 radiochromic films to synchrotron-produced monochromatic x-ray beams, *Medical Physics* 39 (2012) 7412-7417.
- [92] B.Rapp, Détermination de la dose absorbée dans l'eau par calorimétrie eau dans le champ de 10x10cm<sup>2</sup> pour les faisceaux de photons X de 6, 12 et 20 MV, Note technique LNHB (2011).
- [93] J. Daures, A. Ostrowsky, Mesure de la dose absorbée de référence dans le graphite à l'aide du calorimètre en graphite GR8 dans les faisceaux de photons de 6 MV, 12 MV et 20 MV du Saturne 43, Note technique LNHB (2005).
- [94] Décision du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe, Journal officiel de la République Française (2007).
- [95] P. Papaconstadopoulos, F. Tessier, J. Seuntjens, On the correction, perturbation and modification of small field detectors in relative dosimetry, *Physics in Medicine and Biology* 59 (2014) 5937-5952.
- [96] D.A. Low, W.B. Harms, S. Mutic, J.A. Purdy, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, *Medical Physics* 25 (1998) 656-661.



# **Annexes**

## Annexe A : épaisseur massique du GR11

Lors des mesures sous irradiation, le calorimètre est placé dans un fantôme en graphite à la profondeur souhaitée à l'aide de tranches en graphite de différentes épaisseurs. Pour connaître précisément la profondeur de mesure, il est nécessaire de connaître l'épaisseur du calorimètre.

Le tableau ci-dessous regroupe les données mesurées pendant l'assemblage nécessaires à la détermination de la profondeur linéique de mesure du GR11 (distance entre la face externe du calorimètre et le centre de l'absorbeur) et de la profondeur massique.

Les pièces étant de masse trop faible et de géométrie trop compliquée (présence de trous, etc...) pour réaliser une mesure directe, la masse volumique du graphite considérée est celle des cylindres dans lesquels ont été taillées les différentes pièces, en supposant celle-ci homogène sur tout le cylindre :  $1.83 \text{ g.cm}^{-3}$  pour l'absorbeur, l'écran et le manteau ;  $1.84 \text{ g.cm}^{-3}$  pour les blocs et les enveloppes.

		Epaisseur (mm)	Masse volumique (g.cm <sup>-3</sup> )	Epaisseur massique (g.cm <sup>-2</sup> )	Profondeur linéique (mm)	Profondeur massique (g.cm <sup>-2</sup> )
Manteau	Ecran	<b>Enveloppe 1</b>	4.89	1.84	16.0	2.34
		Mylar	0.10	1.38		
		Colle	-	-		
		<b>Bloc 2</b>	2.39	1.84		
		Mylar	0.007	8.90 10 <sup>-4</sup>		
		Vide	1.11	-		
		Mylar	0.007	8.90 10 <sup>-4</sup>		
		<b>Manteau 1</b>	1.94	1.83		
		Colle	-	-		
		Mylar	0.007	8.90 10 <sup>-4</sup>		
		Vide	1.09	-		
		Mylar	0.007	8.90 10 <sup>-4</sup>		
	Ecran	<b>Ecran 1</b>	1.93	1.83	16.0	2.33
		Colle	-	-		
		Mylar	0.007	8.90 10 <sup>-4</sup>		
		Vide	1.04	-		
		<b>Absorbeur</b>	2.92	1.83		
		Vide	1.04	-		
		Mylar	0.007	8.90 10 <sup>-4</sup>		
		<b>Ecran 2</b>	1.93	1.83		
		Colle	-	-		
		Mylar	0.007	8.90 10 <sup>-4</sup>		
		Vide	1.09	-		
		Mylar	0.007	8.90 10 <sup>-4</sup>		
		<b>Manteau 2</b>	1.94	1.83		
		Colle	-	-		
		Mylar	0.007	8.90 10 <sup>-4</sup>		
		Vide	1.11	-		
		Mylar	0.007	8.90 10 <sup>-4</sup>		
		Colle	-	-		
		<b>Bloc 1</b>	2.39	1.84		
		Mylar	0.10	1.38		
		<b>Enveloppe 2</b>	4.88	1.84		

Epaisseur, masse volumique et épaisseur massique des différents constituants du calorimètre GR11.

## Annexe B : taux de fuites thermiques du GR11

- **Calcul théorique :**

Les fuites thermiques dans un calorimètre peuvent être de trois types :

- Fuite par conduction : elle correspond à un transfert de chaleur au sein d'un corps sans déplacement de matière (vibration des atomes et transmission par électrons libres). La densité de flux de chaleur est proportionnelle au gradient de température :

$$\varphi = \frac{\lambda \times S \times (T_1 - T_2)}{d}$$

où  $\lambda$  est la conductivité thermique du corps ; S l'aire de la section par laquelle passe le flux de chaleur et d la longueur du conducteur.

Dans un calorimètre, ce transfert a lieu par les fils des thermistances et par les tubes de support en kapton qui sont en contact avec les trois corps. Le kapton ayant une conductivité thermique faible ( $3.5 \cdot 10^{-4} \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ ) et les tubes étant creux, les fuites par conduction dans les tubes de kapton ont été négligées.

- Fuite par rayonnement thermique : elle se produit par l'émission d'un rayonnement électromagnétique d'une surface 1 faisant face à une surface 2 :

$$\varphi_{1,2} = \frac{\sigma \times S_1 \times (T_1^4 - T_2^4)}{\frac{1}{\varepsilon_1} + \frac{S_1}{S_2} \times \left( \frac{1}{\varepsilon_2} - 1 \right)}$$

où  $\varepsilon_1$  et  $\varepsilon_2$  sont les émissivités thermiques des surfaces  $S_1$  et  $S_2$  ;  $\sigma$  est la constante de Stephan Boltzmann ( $5.675 \cdot 10^{-8} \text{ W.m}^{-2}.\text{K}^{-4}$ ).

Dans un calorimètre, cette fuite a lieu entre l'absorbeur et l'écran, entre l'écran et le manteau ainsi qu'entre le manteau et le bloc. Pour minimiser l'émissivité des surfaces des différents corps en regard, une feuille de mylar aluminisé (de pouvoir réflecteur élevé) a été collée sur chacune d'entre elles. Seules les faces de l'absorbeur n'ont pas été recouvertes afin de limiter la présence d'éléments différents du graphite, considérés comme des impuretés dont il faut tenir compte par la suite.

- Fuite par convection : elle décrit le transfert de chaleur entre un solide et un liquide ou un gaz du fait du mouvement de ce dernier. Dans un calorimètre, ce transfert peut avoir lieu entre les pièces en graphite et l'air les entourant. Afin de pouvoir négliger ce type de fuite, les interstices du calorimètre sont placés sous vide lors des mesures ( $10^{-3} \text{ Pa}$  soit  $10^{-5} \text{ mbar}$ ).

A partir de ces équations et des données du tableau ci-dessous, les fuites thermiques par rayonnement sont estimées à  $1.06 \cdot 10^{-3} \text{ W.K}^{-1}$  entre l'absorbeur et l'écran et à  $9.72 \cdot 10^{-4} \text{ W.K}^{-1}$  entre l'écran et le manteau. Ces deux résultats sont proches alors que les surfaces d'échange sont différentes. Ceci s'explique par le fait que l'absorbeur n'est pas recouvert de mylaraluminisé ce qui augmente les fuites entre l'absorbeur et l'écran et montre l'intérêt d'en recouvrir les surfaces de l'écran et du manteau. Les fuites par conduction dans les fils des thermistances sont estimées à  $4.48 \cdot 10^{-4} \text{ W.K}^{-1}$  entre l'absorbeur et l'écran et à  $2.20 \cdot 10^{-3} \text{ W.K}^{-1}$  entre l'écran et le manteau. Cette différence s'explique par le nombre de fils entre les différents corps : 12 fils entre l'absorbeur et l'écran (correspondants aux 6

thermistances implantées dans l'absorbeur) contre 32 entre l'écran et le manteau (6 thermistances de l'absorbeur + 10 thermistances de l'écran). On remarque que les fuites par conduction deviennent majoritaires entre l'écran et le manteau.

Rayonnement		Conduction	
Surface de l'absorbeur	1696 mm <sup>2</sup>	Diamètre d'un fil	0.079 mm
Surface interne de l'écran	2111 mm <sup>2</sup>	Longueur d'un fil entre l'absorbeur et l'écran	9.22 mm
Surface externe de l'écran	3343 mm <sup>2</sup>	Longueur d'un fil entre l'écran et le manteau	5.0 mm
Surface interne du manteau	3896 mm <sup>2</sup>	Conductivité thermique du Nickel	0.0702 W.mm <sup>-1</sup> .K <sup>-1</sup>
Emissivité du graphite	0.95		
Emissivité du mylaraluminisé	0.09		

Caractéristiques utilisées lors de la détermination théorique des fuites thermiques.

Ces valeurs ne sont cependant qu'une estimation assez grossière : elles peuvent varier fortement selon la valeur prise pour  $\varepsilon$  (émissivité) et  $\lambda$  (conductivité thermique). Il est par ailleurs difficile de déterminer la longueur des fils entre l'écran et le manteau sur la radiographie car contrairement à ceux entre l'absorbeur et l'écran, ils ont été pliés.

- **Mesure :**

Lorsque la différence de température entre deux corps varie, les fuites thermiques sont modifiées. Afin de mesurer les fuites thermiques du GR11, le point de consigne de l'écran a été modifié tout en maintenant constante la température de l'absorbeur et du manteau.

Pour maintenir ces deux corps à température constante, il est nécessaire d'ajuster les puissances envoyées, ce qui est géré automatiquement par un logiciel à l'aide de régulateurs PID. La variation de puissance dans l'absorbeur correspond alors à la variation des fuites thermiques entre l'absorbeur et l'écran. La variation de la somme des puissances délivrées dans l'absorbeur et l'écran correspond à la variation des fuites thermiques entre l'écran et le manteau (cf Figure ci-dessous). Ces mesures se font hors irradiation.



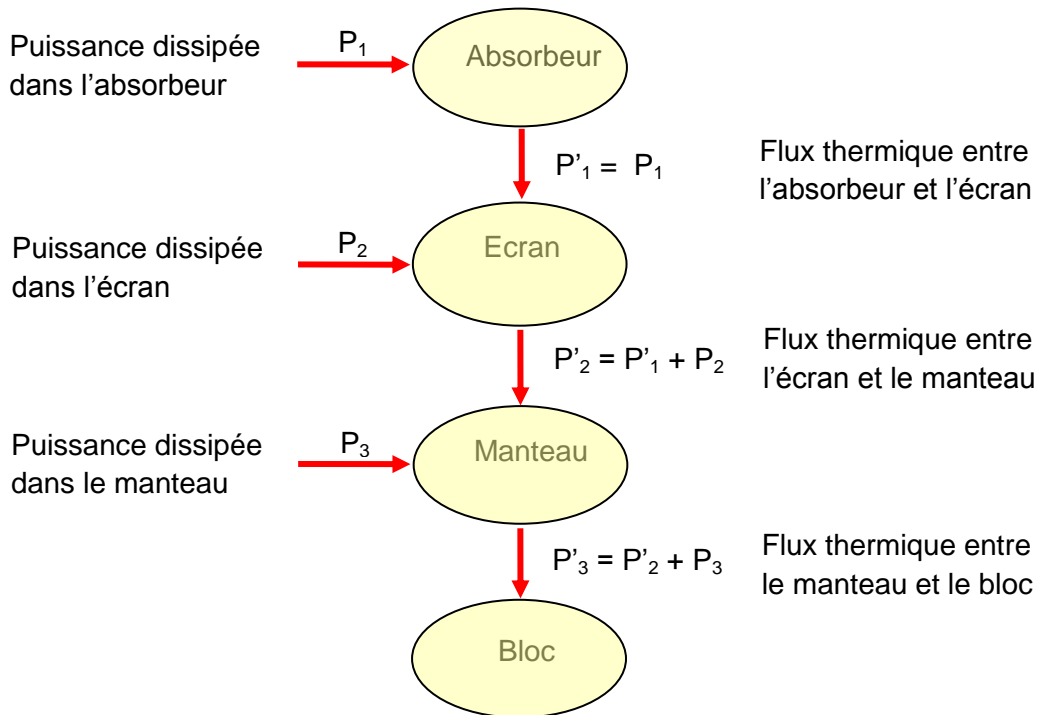
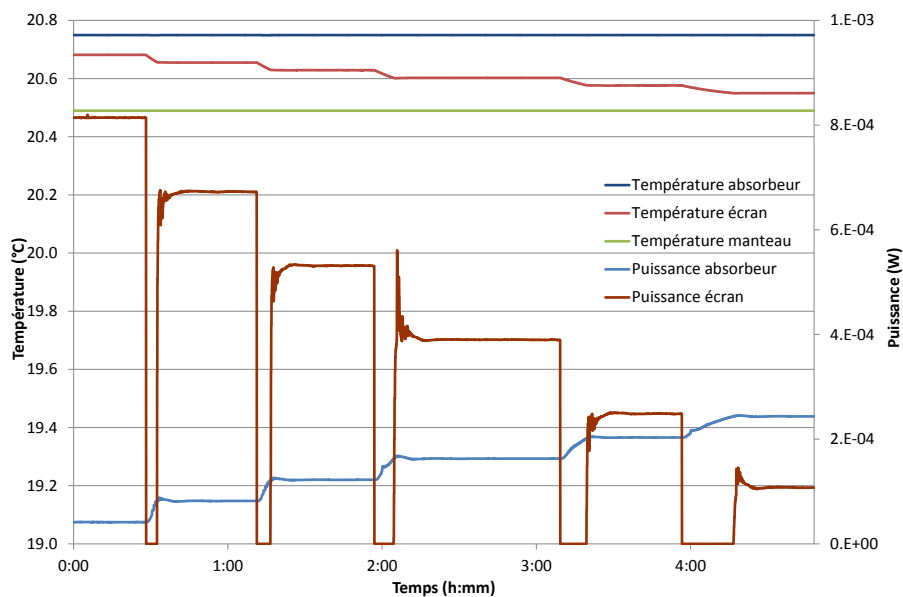
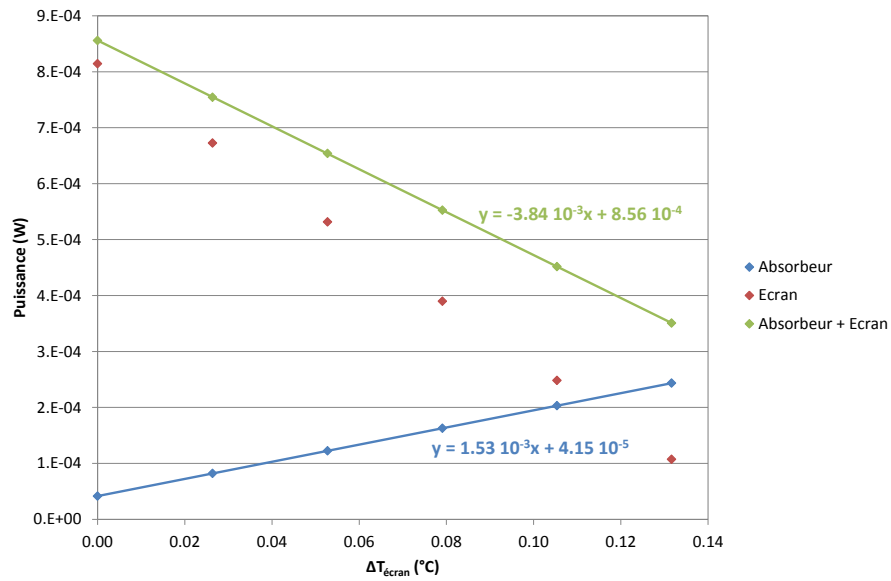


Schéma de répartition des puissances dans un calorimètre.

Le point de consigne de l'écran a été modifié par pas de  $10\ \Omega$  (soit une variation de température de  $0.026\ ^\circ\text{K}$  par pas). Lorsque la température de l'écran diminue, la puissance envoyée dans l'absorbeur augmente alors que celle envoyée dans l'écran diminue. Les pentes des droites représentant la puissance en fonction de l'écart de température de l'écran donnent les taux de fuites entre les différents corps. On obtient de cette manière un taux de fuites thermiques entre l'absorbeur et l'écran de  $1.53\ 10^{-3}\ \text{W.K}^{-1}$  et de  $3.84\ 10^{-3}\ \text{W.K}^{-1}$  entre l'écran et le manteau, en assez bon accord avec la théorie au vu des approximations réalisées.



Variation de la température et de la puissance dans les trois corps du calorimètre induite par la modification du point de consigne de l'écran.



Variation de la puissance dans l'absorbeur, l'écran et l'absorbeur + écran en fonction de l'écart en température de l'écran par rapport à son point de consigne initial (en valeur absolue).

		Absorbeur-Ecran (W.K <sup>-1</sup> )	Ecran-Manteau (W.K <sup>-1</sup> )
GR11	Taux de fuites mesuré	1.53 10 <sup>-3</sup>	3.84 10 <sup>-3</sup>
	Taux de fuites calculé	1.51 10 <sup>-3</sup>	3.17 10 <sup>-3</sup>
GR09	Taux de fuites mesuré	4.90 10 <sup>-4</sup>	6.40 10 <sup>-4</sup>
	Taux de fuites calculé	4.80 10 <sup>-4</sup>	5.90 10 <sup>-4</sup>

Fuites thermiques mesurées et calculées pour le GR11 et le GR09.

## Annexe C : calcul de l'index gamma

L'index gamma permet de comparer deux distributions de dose et de donner une valeur quantitative prenant en compte les différences en dose et en distance [96]. Il est calculé en un point par la relation :

$$\gamma(M) = \min \left\{ \sqrt{\frac{|\vec{r}_M - \vec{r}_C|^2}{\Delta d_M^2} + \frac{(D_M - D_C)^2}{\Delta D_M^2}} \right\}, \forall C$$

où:

- $M$  est le point de mesure
- $C$  correspond à un point de la distribution de dose calculée
- $D_i$  est la dose au point  $i$
- $\vec{r}_i$  est le vecteur associé au point  $i$
- $\Delta d_M$  est le critère sur la différence de distance
- $\Delta D_M$  est le critère sur la différence de dose

Si pour un point  $M$ ,  $\gamma \leq 1$  alors il y a accord entre la mesure et le calcul pour les critères en dose et en distance. Si  $\gamma > 1$ , il y a désaccord pour le critère en dose ou en distance (ou les deux).

Pour que l'index gamma donne un résultat cohérent, il est nécessaire que le critère en dose soit plus grand que l'incertitude sur les distributions et que l'échantillonnage spatial de la distribution comparée soit plus petit que le critère en distance.

# Liste des communications

- S. Dufreneix, J-M. Bordy, L. de Carlan, J.Daures, F. Delaunay, J. Gouriou, M. Le Roy, A. Ostrowsky, B. Rapp, « *Vers l'établissement de références dosimétriques pour les faisceaux de rayons X de haute énergie de très petite section (< 1 cm<sup>2</sup>)* »  
51<sup>èmes</sup> Journées Scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (Strasbourg, Juin 2012). *Poster*
- S.Dufreneix, JM.Bordy, J.Daures, F.Delaunay, J.Gouriou, M.Le Roy, A.Ostrowsky, B.Rapp, L.Sommier, D.Vermesse, « *Comment étendre le système de références dosimétriques aux mini-faisceaux ?* »  
52<sup>èmes</sup> Journées Scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (Nice, Juin 2013). *Oral*
- S.Dufreneix, JM.Bordy, J.Daures, F.Delaunay, A.Ostrowsky, « *Construction of a large graphite calorimeter for measurements in small fields used in radiotherapy* »  
16<sup>th</sup> International Congress of Metrology (Paris, Octobre 2013). *Poster*
- S.Dufreneix, JM.Bordy, J.Daures, F.Delaunay, J.Gouriou, M.Le Roy, A.Ostrowsky, B.Rapp, L.Sommier, « *Dosimètre de référence et de transfert pour les mini-faisceaux en radiothérapie* »  
Journées techniques de mesure de la Société française de radioprotection (Paris, Novembre 2013). *Oral*
- S. Dufreneix, JM. Bordy, J. Daures, F. Delaunay, J. Gouriou, M. Le Roy, A. Ostrowsky, B. Rapp, L. Sommier, « *Etablissement de références dosimétriques dans les mini-faisceaux à l'aide d'une nouvelle grandeur dosimétrique* »  
53<sup>èmes</sup> Journées Scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (Deauville, Juin 2014). *Oral*
- S. Dufreneix, JM. Bordy, J. Daures, F. Delaunay, J. Gouriou, M. Le Roy, A. Ostrowsky, B. Rapp, L. Sommier, « *Mise en service des films EBT3 pour la mesure de profils et d'intégrales de dose dans les mini-faisceaux* »  
53<sup>èmes</sup> Journées Scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (Deauville, Juin 2014). *Poster*
- S. Dufreneix, JM. Bordy, J. Daures, F. Delaunay, J. Gouriou, M. Le Roy, A. Ostrowsky, B. Rapp, L. Sommier, « *Towards the establishment of dosimetric references in small fields using the new concept of dose-area product* »  
56<sup>th</sup> American Association of Physicists in Medicine annual meeting and exhibition (Austin, Juillet 2014). *Oral*
- S. Dufreneix, JM. Bordy, J. Daures, F. Delaunay, J. Gouriou, M. Le Roy, A. Ostrowsky, B. Rapp, L. Sommier, « *Commissioning and validation of EBT3 gafchromic films for measurements of dose profiles and integrals of dose in small fields* »  
56<sup>th</sup> American Association of Physicists in Medicine annual meeting and exhibition (Austin, Juillet 2014). *Oral*
- S. Dufreneix, JM. Bordy, J. Daures, F. Delaunay, J. Gouriou, M. Le Roy, A. Ostrowsky, B. Rapp, L. Sommier, « *Etablissement de références dosimétriques pour les faisceaux de rayons X de haute énergie de très petite section (< 1 cm<sup>2</sup>)* »

31<sup>èmes</sup> journées des Laboratoires Associés de Radiophysique et de Dosimétrie (Saclay, Octobre 2014). *Oral*

- Présentations à l'European Synchrotron Radiation Facility (2012), à la doctorale du Laboratoire National de Métrologie et d'Essais (2013), à l'institut Curie (2014), à l'école doctorale MIPEGE (2012, 2013, 2014) ainsi qu'aux journées des thèses du DM2I (2012, 2013, 2014).

## **Etablissement de références dosimétriques dans les faisceaux de rayons X de hautes énergies et de très petites sections (< 1cm<sup>2</sup>) pour la radiothérapie**

En tant que laboratoire national pour la métrologie des rayonnements ionisants, le Laboratoire National Henri Becquerel met au point les méthodes de mesures absolues pour établir les références dosimétriques. Il dispose, entre autres, de références dans des faisceaux de rayons X utilisés en radiothérapie et ayant une taille de champ comprise entre 10 et 2 cm de côté. Afin de s'approcher des plus petits champs utilisés en clinique, la miniaturisation des détecteurs absolus n'étant pas possible, il est proposé dans cette thèse de remplacer la dose absorbée en un point par le produit dose-surface (PDS).

L'applicabilité du PDS mesuré à l'aide de dosimètres dont la surface sensible est plus grande que celle du champ de rayonnement a été vérifiée. Ainsi, un calorimètre graphite avec une surface sensible de 3 cm de diamètre a été conçu, construit et testé. En vue du transfert des références dosimétriques à l'utilisateur, une chambre d'ionisation de même diamètre a elle aussi été réalisée et testée. Son coefficient d'étalonnage en termes de PDS a été déterminé dans des faisceaux circulaires de 2, 1 et 0.75 cm de diamètre avec une incertitude type inférieure à 0.7 %. La distribution relative de la dose absorbée dans l'eau en deux dimensions a été mesurée au moyen d'un dosimètre diamant, d'une chambre d'ionisation PinPoint et de films gafchromiques, pour lesquels un protocole de lecture spécifique a été mis au point.

Les résultats dans le faisceau de 2 cm de diamètre ont montré un bon accord entre les approches en termes de PDS et de dose absorbée dans l'eau en un point, après application des facteurs de correction obtenus au moyen de simulations Monte Carlo et des mesures de distribution de dose. Les coefficients d'étalonnage de la chambre d'ionisation de grandes dimensions établis dans les champs de 1 et 0.75 cm de diamètre sont compatibles aux incertitudes près mais s'écartent de -2.6 % de celui établi dans le champ de 2 cm de diamètre. L'utilisation du PDS nécessite donc une surface de détection notablement plus grande que la section du mini-faisceau.

*Mots-clés : métrologie, mini-faisceau, calorimétrie, films gafchromiques*

## **Establishment of dosimetric references for high energy X-ray beams of very small field sizes (< 1 cm<sup>2</sup>) used in radiotherapy**

The French primary standard dosimetry laboratory "Laboratoire National Henri Becquerel" is in charge of the establishment of dosimetric standards for ionizing radiation beams. Absolute dose measurements are thus available for X-ray beams used in radiotherapy for field sizes between 10 and 2 cm. Since the miniaturization of absolute dosimeters is not possible for smaller field sizes, a dose area product (DAP) has been suggested as a substitute to the absorbed dose at a point.

In order to measure a DAP with dosimeters which sensitive surface is larger than the beam, a graphite calorimeter with a sensitive surface of 3 cm diameter was designed, built and tested. An ionization chamber with the same diameter was realized and tested to transfer the dosimetric references to the end users. Its calibration factor in terms of DAP was determined in circular beams of 2, 1 and 0.75 cm diameter with an uncertainty smaller than 0.7 %. The two-dimension relative dose distribution was measured thanks to a diamond dosimeter, a PinPoint ionization chamber and gafchromic films, using a specific protocol.

Both approaches, respectively based on a PDS and an absorbed dose to water at a point, were in good agreement in the 2 cm beam. Correction factors determined from Monte Carlo simulations and measured dose distributions were needed for this comparison. The calibration factor of the large ionization chamber in the 1 and 0.75 cm diameter beams were in good agreement within the uncertainties but a gap of -2.6 % was found with the one established in the 2 cm diameter beam. As a result, the DAP can be used if the sensitive surface is much larger than the beam section.

*Key-words: metrology, small field, calorimetry, gafchromic film*